

**In-Vitro-Untersuchungen zum Belastungs- und Frakturverhalten
adhäsiv verankerter Cerec[®] Endokronen an Molaren unter linearer
Belastungssteigerung**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Alexander Dennis Langenbach
aus Köln

2011

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. M. Frentzen
2. Gutachter: Prof. Dr. H. Stark

Tag der Mündlichen Prüfung: 25.03.2011

Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde, Bonn
Direktor: Prof. Dr. Dr. S. Jepsen

Meinen Eltern
in Liebe und Dankbarkeit
gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	- 8 -
1. Einleitung.....	- 9 -
1.1 Allgemeine Einführung.....	- 9 -
1.2 Restaurationssysteme	- 11 -
1.2.1 Direkte und indirekte Restaurationen	- 11 -
1.2.1.1 Konventionelle Kronen	- 11 -
1.2.1.2 Zahnfarbene Kronen	- 12 -
1.2.1.2.1 Dentalkeramik	- 12 -
1.2.1.2.1.1 Gesinterte Keramik	- 12 -
1.2.1.2.1.2 Gusskeramik.....	- 13 -
1.2.1.2.1.3 Presskeramik	- 14 -
1.2.1.2.1.4 Industriekeramik	- 15 -
1.3 Stiftaufbauten in der Zahnheilkunde	- 18 -
1.3.1 Aktive Stiftsysteme	- 20 -
1.3.2 Passive Stiftsysteme	- 21 -
1.3.3 Metallische Stifte.....	- 21 -
1.3.4 Metallfreie Stifte.....	- 22 -
1.4 Das Cerec®-Verfahren.....	- 22 -
1.4.1 Idee und Entwicklung.....	- 22 -
1.4.2 Das Cerec®-3D-Gerät	- 26 -
1.4.3 Vita-Keramik.....	- 27 -
1.4.4 E ₄ D-Verfahren	- 28 -
1.5 Befestigungssysteme	- 28 -
1.5.1 Herkömmliche Befestigungssysteme	- 28 -
1.5.2 Adhäsives Zementieren	- 29 -
1.5.2.1 Säure-Ätz-Technik.....	- 29 -
1.5.2.2 Schmelz- und Dentinhaftvermittler.....	- 31 -
1.5.2.3 Silanhaftvermittler	- 32 -
1.6 Ziel der vorliegenden Arbeit	- 33 -
2. Material und Methode	- 33 -

2.1 Auswahl und Behandlung der zu untersuchenden Zähne	- 33 -
2.2 Herstellung der Restauration.....	- 34 -
2.2.1 Präparation der Endokronen	- 34 -
2.2.2 Herstellung der Endokronen	- 36 -
2.2.2.1 Vorbereitungen für Softwarebenutzung.....	- 36 -
2.2.2.2 Optischer Abdruck	- 37 -
2.2.2.3 Konstruktion der Endokrone	- 37 -
2.2.2.4 Formschleifen der Endokronen	- 38 -
2.2.3 Schmelz- und Dentinkonditionierung.....	- 39 -
2.2.4 Schmelz- und Dentinhaftvermittlung	- 39 -
2.2.5 Konditionierung und Silanisierung der Keramikoberfläche.....	- 40 -
2.2.6 Eingliedern der Endokrone	- 40 -
2.2.7 Überschussentfernung und Finieren der Ränder	- 41 -
2.3 Thermocycling	- 42 -
2.4 Belastungsverfahren	- 42 -
2.5 Foto- und Röntgendokumentation	- 44 -
2.6 Abgleich der eigenen Ergebnisse mit einer Parallelstudie	- 49 -
3. Ergebnisse	- 50 -
3.1 Ergebnisse der intermittierenden Belastung der Endokronen	- 50 -
3.1.1 Klinische und radiologische Vorbewertung des Therapieverfahrens.....	- 50 -
3.1.2 Gesamtergebnisse Endokronen	- 50 -
3.1.3 Die Belastungstests untergliedert in 3 Gruppen	- 52 -
3.1.3.1 Ergebnisse der Belastungsproben von Gruppe 1	- 52 -
3.1.3.2 Ergebnisse der Belastungsproben von Gruppe 2	- 53 -
3.1.3.3 Ergebnisse der Belastungsproben von Gruppe 3	- 54 -
3.1.3.4 Ergebnisse der Belastungsproben kieferspezifischer Zuordnung	- 55 -
3.2 Art der Fraktur.....	- 57 -
3.3 Vergleich zwischen einteiligen und zweiteiligen Endokronen	- 59 -
4. Diskussion	- 60 -
4.1 Bewertung von Material und Methode	- 60 -
4.2 Wertung der eigenen Ergebnisse und praktische Schlussfolgerung	- 63 -
5. Zusammenfassung.....	- 66 -

6. Herstellerverzeichnis.....	- 67 -
7. Tabellen.....	- 68 -
7.1 Tabelle der Belastungsergebnisse einteiliger Endokronen	- 68 -
7.2 Tabelle der Gesamtbelastungsergebnisse beider Endokronen-Arten.....	- 70 -
8. Literaturverzeichnis.....	- 71 -
9. Danksagung	- 85 -
10. Lebenslauf.....	- 86 -

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
Cerec	Computer Aided Ceramic Reconstruction
CIM	Computer Integrated Manufacturing
DCM	Direct Ceramic Machining
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
et al.	Et alii
FGP	Functionally Generated Path
Gew. %	Gewichtsprozent
HF	Flusssäure
Hrsg.	Herausgeber
mm ²	Quadratmillimeter
Mod	mesial-okklusal-distal
MPa	Megapascal
NEM	Nichtedelmetall
PC	Personal Computer
Tab.	Tabelle
U/min	Umdrehungen pro Minute
Vol %	Volumenprozent
°C	Grad Celsius
µm	Mikrometer

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einführung

Restaurative Behandlungsmöglichkeiten haben in den letzten Jahren auf Grund werkstoffkundlicher Neuerungen einen erheblichen Aufschwung erfahren. Speziell durch die Einführung adhäsiv verarbeiteter Kompositmaterialien sind substanzschonende Präparationstechniken möglich geworden, und viele klassische Präparationsformen in der modernen Zahnmedizin sind nicht mehr notwendig, um ein langlebiges Ergebnis zu erzielen. Klassische Präparationsregeln, beispielhaft die Black'schen Präparationsregeln, sind unter diesem Aspekt anachronistisch und werden dem „letzten Jahrhundert“ zugehörig bewertet.

In anderen restaurativen Behandlungsdisziplinen, wie unter anderem in der definitiven Versorgung endodontisch behandelter Zähne, gab es dagegen in den letzten Jahren nur geringfügige Veränderungen. Die Empfehlung, stark substanzfordernde Stift-Stumpfaufbauten und Stift- Präparationen mit einer Länge von zwei Dritteln der Gesamtwurzellänge, ohne die Anatomie der meist gekrümmten Wurzelkanäle besonders zu berücksichtigen, wird immer noch propagiert (Sorensen und Martinoff, 1984).

Viele frühere Annahmen, die damals die Einführung der Stiftstumpfversorgung als sinnvoll bewertet haben, wie Stabilitätsunsicherheiten einer angenommenen Versprödung des devitalen Zahnes, einer begrenzten Schienungsmöglichkeit des Zahnes und einer Forderung nach extremen Belastbarkeitwerten für avitale Zähne, konnten in den letzten Jahrzehnten wissenschaftlich widerlegt werden. Es gilt als gesichert, dass die klinisch relevanten physikalischen Eigenschaften des Dentins durch eine endodontische Behandlung nicht wesentlich verändert werden (Fusayama und Maeda, 1969; Reeh et al., 1989; Segley und Messer 1992; Stanford et al., 1958).

Auch die Frage nach einer Grundsätzlichkeit zur Verwendung einer Stiftversorgung wurzelkanalbehandelter Zähne wurde in den letzten Jahren sehr unterschiedlich debattiert. Neben den klassischen, individuell gegossenen Stiftaufbauten mit verschiedenen Ankersystemen können stark vorgeschädigte Zähne mit einer Vielzahl von verschiedenen konfektionierten Adhäsiv-Stiftsystemen versorgt werden, zu denen Karbonfaserstifte, faserverstärkte Kompositstifte und Zirkonoxid-Stiftsysteme zählen. Attin et al. (1994) werfen in ihren Untersuchungen die Frage

auf, ob Stiftsysteme in Anbetracht der gemessenen Kaukräfte überhaupt notwendig seien. Reeh et al. (1989) stellten fest, dass endodontisch versorgte Zähne vorrangig durch Stiftpräparationen geschwächt werden und Howe und McKendry (1990) belegten diese Aussage ein Jahr später. Trabert et al. (1978) konnten in ihren Untersuchungen sogar Erhöhungen der Frakturanfälligkeit nach Stiftversorgung feststellen. Assif et al. (1993) und Isidor (1992) folgerten aus ihren Untersuchungen, dass die Form der Wurzelstifte ohne wesentlichen Einfluss auf die Frakturresistenz des Zahnes sei. Studien von Libman et al. (1995) und Sorensen und Engelman (1990) belegten, dass eine Restdentinstärke von 1,5 bis 2 Millimetern die Frakturanfälligkeit deutlich vermindern kann. Trope et al. (1985) wiesen darauf hin, dass große Frakturwiderstände bei Zähnen beobachtet wurden, wenn diese nicht stiftversorgt waren. Die größte Zahnstabilität zeigte sich folglich bei möglichst großem Erhalt von Zahnhartsubstanz.

Metallische Stiftsysteme, die in den letzten Jahrzehnten meist verwendet wurden, zeigten verschiedene Nachteile, beispielsweise Korrosionserscheinungen, Verlust der Stifte und gehäufte Frakturen (Sirimai et al. 1999; Trabert et al. 1978). Die Misserfolge leiteten sich von den mechanischen Eigenschaften der Werkstoffe ab und es zeigten sich Zusammenhänge bezüglich Länge und Formgestaltung der jeweiligen Stiftsysteme (Asmussen et al., 1999; Weine et al., 1991). Die Autoren Morgano (1996) und Sidoli (1997) beschrieben, dass Stiftsysteme die Frakturgefahr von wurzelkanalbehandelten Zähnen deutlich erhöhen. Als Folgerung dieser Beobachtungen vermerkten Morgano (1996) sowie Torbjöner et al. (1995), dass grundsätzlich Stifte nicht der Stabilisierung des Zahnes sondern der Retention des prothetischen Aufbaus dienen sollten.

Im Folgenden soll zunächst eine kurze Übersicht über die derzeit gebräuchlichen Restaurationssysteme in der Zahnheilkunde gegeben werden. Ihre positiven und negativen Eigenschaften werden dann später mit der so genannten Endokrone im Vergleich gegenüber gestellt.

1.2 Restaurationssysteme

1.2.1 Direkte und indirekte Restaurationen

Bei den Wiederherstellungen von Zähnen kann man zwischen direkten und indirekten Restaurationssystemen unterscheiden. Die indirekte Kronenversorgung schließt die konventionelle Abdrucknahme, die provisorische Versorgung des Zahnes und die Eingliederung der Restauration in einer weiteren Sitzung mit ein. In der Regel kommen Nichtedelmetalle, Edelmetalle oder Keramiken als Restaurationsmaterialien zum Einsatz. Das direkte Cerec[®]-Verfahren - eine CAD/CAM-Methode - ermöglicht dem Zahnarzt, ohne Unterstützung eines Zahntechnikers in nur einer Sitzung und direkt am Behandlungstuhl eine Restauration z.B. aus Keramik herzustellen (sog. Chairside - Methode).

1.2.1.1 Konventionelle Kronen

Als konventionelle Kronen werden indirekt hergestellte Kronen aus einer Metalllegierung bezeichnet (Edelmetall- oder Nichtedelmetall-Legierung). Es handelt sich um solide, nicht zahnfarbene Formkörper, die in die Kavität mit einem Befestigungsmaterial (meist Zinkoxidphosphatzement oder Glasionomerzement) konventionell fixiert werden. Die Verankerung konventioneller Kronen am Zahnstumpf erfolgt durch die Adhäsion an der Präparationsfläche mittels Befestigungszement. Kronen besitzen eine deutlich längere Lebensdauer als plastische Füllungsmaterialien, wie zum Beispiel Amalgam oder Komposit, (Hellwig et. Al., 1995) und sind formstabiler. Heutzutage können Goldkronen nicht mehr die hohen ästhetischen Ansprüche vieler Patienten erfüllen.

1.2.1.2 Zahnfarbene Kronen

Um hohen ästhetischen Ansprüchen der Patienten gerecht zu werden, wurden zahnfarbene Restaurationssysteme entwickelt. Die Einteilung zahnfarbener Kronen erfolgt in konventionelle Metalllegierungskronen mit Verblendungen (die als VMK-Kronen zu den 1.2.1.1 konventionellen Kronen gehören) und in Dentalkeramikkronen. Keramische Werkstoffe wurden bereits in der Frühgeschichte der Menschheit genutzt. Das Wort „Keramik“ leitet sich aus dem griechischen Begriff „Keramos“ ab und bedeutet soviel wie „gebrannter Stoff“. Die deutlich bessere Ästhetik der Dentalkeramik und der erheblich gestiegene Goldpreis haben dazu geführt, dass die Dentalkeramikkronen einen zunehmenden Anteil an Verbreitung finden. Die Fachwelt ist nach Schmitz (1984) der Auffassung, dass neben dem verstärkten ästhetischen Empfinden auch der Aspekt der Biokompatibilität in den Vordergrund rückt. Durch metallische Werkstücke, die aus bestimmten Legierungen gefertigt sind, können lokaltoxische und allergische Reaktionen in der Mundhöhle hervorgerufen werden (Wirz et al. Teil 1, 1997; Wirz et al. Teil 2, 1997; Wirz, 2001). Zu den erwähnten Vorteilen vollkeramischer Versorgungen im ästhetischen und im Bereich der Biokompatibilität kommt die weitaus geringere Plaqueakkumulation (Savitt et al., 1987) und dadurch verbesserte Hygiene hinzu. Zudem zeigt sich eine höhere Röntgentransluzenz zur besseren Diagnose von Sekundärkaries und eine wesentlich geringere thermische Konduktivität.

1.2.1.2.1 Dentalkeramik

1.2.1.2.1.1 Gesinterte Keramik

Die üblichen Sinterkeramiken bestehen aus den Werkstoffen Quarz, Feldspat und Kaolin. Beim Sintern entsteht eine Glasmatrix, in die verschiedene Kristalle eingebettet sind. Durch das oberflächliche Erhitzen der pulverförmigen bis körnigen Werkstoffe werden sie zum Schmelzen gebracht, wodurch diese zusammenwachsen und sich verfestigen (Krejci et al., 1992b). Wird der Kristallanteil durch Beimischung von zum Beispiel Aluminiumoxid kombiniert, entstehen Dentalkeramiken die mechanisch optimiert sind und verringerte Tendenzen zur Rissbildung

aufweisen. Nach Abformung der Präparation und Modellherstellung mit feuerfesten Stümpfen, wird die keramische Masse schichtweise aufgetragen und gebrannt, um die Sinterschrumpfung zu minimieren. Durch das Mischungsverhältnis und die Sintertemperatur (660-980 °C) wird die Art des Endprodukts bestimmt. Die Temperaturführung und Abkühlung beeinflussen die Kristallisation und damit auch die physikalisch-mechanischen Eigenschaften der Keramik (Krämer et al., 1995). Nach Fertigstellung wird die Stumpfmasse abgestrahlt, und die Restauration auf das Meistermodell aufgepasst. Laborgefertigt lassen sich passgenaue, ästhetisch ansprechende Restaurationen herstellen, die eine gute Primärpassung aufweisen. Die Restauration erhält eine aus der tieferen Struktur der Farbschichten sich ergebende Farbwirkung, die auch bei eventuellen Einschleifkorrekturen den Vorteil ihrer guten ästhetischen Farbwirkung nicht verliert.

1.2.1.2.1.2 Gusskeramik

Bei dem gegossenen Keramik-Verfahren werden im Labor konventionell aufgewachste Restaurationen in einem Schleuderguss-Verfahren in Glas überführt. Zuerst wird bei dem Vorgang die konventionell aufgewachste Krone auf dem Meistermodell in Einbettmasse überführt. Danach wird das Glas (z.B.: Dicor[®], Dentsply De Trey, Konstanz) unter Erhitzung (1370 °C) verflüssigt und mittels des Schleuderguss-Verfahrens, ähnlich wie bei der Wachsausbrühtechnik bei Goldkronen, in einen durchsichtigen amorphen Glaskörper überführt (Krejci et al., 1992a). Dieser transparente amorphe Glaskörper wird anschließend durch eine Wärmebehandlung (6 Stunden bei 1075 °C) in einen halbkristallinen Zustand überführt (sog. Keramisierung) (Krämer et al., 1995; Soom, 1987). Spezielle Verunreinigungen in Glas (zum Beispiel Magnesiumfluorid) wirken dabei als Kristallisationskeime. Krämer belegt, dass bei der Glaskeramik schließlich 55Vol.-% in kristalliner Form und 45Vol.-% aus amorphem Glas vorliegen (Krämer et al., 1995). Das Abrasionsverhalten der Glaskeramik entspricht dem vom Zahnschmelz. Durch die Kristallstruktur werden Mikrorisse bei großen Belastungen zum Teil aufgefangen und unter Verringerung der Frakturanfälligkeit nur eingeschränkt weitergeleitet. Weitere Vorteile sind neben hoher Druck- und Zugfestigkeit, hohem E-Modul auch der so genannte Chamäleoneffekt. Dieser Effekt ergibt sich aus der Angleichung der Farbanpassung von Restauration an die dentale Umgebung. Die Ästhetik gegossener Glaskeramik besitzt durch ihre weißliche Opazität Einbußen. Diese Einbußen können durch Keramikmal Farben individuell

umgestaltet und korrigiert werden. Bei erforderlichen reduzierenden Einschleifkorrekturen gehen diese als Malfarben aufgetragenen Farbschichten zum Teil wieder verloren (Roulet und Herder, 1989).

1.2.1.2.1.3 Presskeramik

Gepresste Keramik, z.B. IPS-Empress[®], basiert auf leucitverstärkter Glaskeramik. Dieses Heißpressverfahren wurde bereits 1943 von dem niederländischen Zahnarzt Dröge (Schmidseder, 1988) entwickelt. Eine Weiterentwicklung erfolgte 1986 von der Firma Ivoclar Vivadent (Neunstadt) in Zusammenarbeit mit der Universität Zürich (Wohlwend und Schärer, 1990). Die Presskeramik (IPS-Empress[®], Ivoclar Vivadent, Neunstadt) wird vom Hersteller ebenfalls als Glaskeramik bezeichnet. Der Vorteil der Presskeramik gegenüber gegossener Keramik (z.B. Dicor[®]) ist, dass das leucitverstärkte Glas unter kontrollierten Herstellerbedingungen gemahlen und zu Rohlingen vorkeramisiert wird und dadurch stabiler wird. Das Herstellungsverfahren erfolgt nach konventioneller Wachsmodellation und Einbettung in spezielle Einbettmassen durch eine herstellungsspezifische Überführung in Keramik. Die vorgefertigten Rohlinge werden bei einer Temperatur von 1050 °C im Ofen geschmolzen und nach Ausbrennen der Wachsmodellation mit einem Druck von 5 bar in die Guss-Hohlform gepresst. Das Pressverfahren ermöglicht, noch vorhandene Poren zu schließen und so Passgenauigkeit und mechanische Eigenschaften zu verbessern. Die Literatur von Yeo et al. (2003) belegt, dass die Randspalten von IPS-Empress[®]-Kronen genauere und bessere Werte als die Randspalten von Celay IN-Ceram[®] Kronen aufweisen. Beim Herstellungsprozess ist zu beachten, dass sich die Leucitkristalle ungestört und gleichmäßig ausbilden. So werden Mikrorisse in der Glasmatrix durch Druckspannungszonen um die Leucitkristalle gestoppt. Analog der gegossenen Keramik, stehen bei dem Empress[®]-Verfahren dem Zahntechniker nachträgliche Möglichkeiten zu weiteren ästhetischen Verbesserungen durch oberflächliches Aufbrennen von Keramikmalfarben zur Verfügung. Haller und Bischoff (1993) belegen, dass jedoch durch die Verwendung unterschiedlicher Grundfarben dieser Arbeitsschritt des Zahntechnikers eingespart werden kann. Die arbeitstechnische Erleichterung und Zeitersparnis durch den nicht notwendigen Keramisierungsprozess zeichnen dieses System aus (Noack, 1994). Die gepresste Keramik

zeichnet sich durch schmelzähnliches Abrasionsverhalten und gute werkstoffkundliche Parameter aus.

1.2.1.2.1.4 Industriekeramik

Industriell hergestellte Keramiken werden zu vorgefertigten Keramikrohlingsen geformt. Aus ihnen werden mittels Subtraktion materialtechnisch überlegene Restaurationen hergestellt. Unter optimalen Bedingungen werden die Rohlinge industriell mit perfekter Verdichtung und porenarmer Sinterung zu einer homogenen Struktur angefertigt. Marx (1993) belegt, dass diese Materialien physikalisch-technisch laborangefertigten Keramiken überlegen sind. Nachteilig des Rohlings ist seine homogene Farbgebung und Opazität, mit der nicht die erwünschte individuelle Farbe, wie bei der Sinter-Schichttechnik, erreicht werden kann. Von Bose und Ott (1994) beschrieben, wurden die Blöcke in verschiedenen Farben, allerdings nur mit homogener Pigmentverteilung und Opazität hergestellt. Mittlerweile stellt die Firma Vita polychromatische Blöcke Cerec[®]/inLab[®] Blocs PC (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) her, mit deren Produktion die Ästhetik verbessert werden konnte. In der Entstehungsphase der Industriekeramik-Techniken zur Restaurationsherstellung haben sich vier Verfahren entwickelt:

Kopierschleifen (z.B Celay[®], Mikrona, Spreitenbach):

Das Celay[®]-System (Mikrona) basiert auf einem rein mechanischen Kopierschleifverfahren. Nach direkter (in der Kavität) oder indirekter (auf dem Arbeitsmodell) Herstellung eines Kunststoffkörpers, lassen sich Inlays, Kronen, Veneers und auch kleine Brückengerüste aus Feinpartikel-Feldspatkeramikblöcken herstellen (Eidenbenz, 1994; Pröbster, 1993). Die modellierten Werkstücke werden mit einem Taster maschinell abgetastet und mit Hilfe einer Umlenkmechanik auf eine direkt verbundene Schleifmaschine weitergeleitet, die aus einem Keramikblock ein formidentisches Werkstück schleift (Bienick und Marx, 1994). Nach dem Schleifvorgang besteht für den Zahntechniker die Möglichkeit, die Farbe noch individuell mit Keramikmal Farben zu gestalten.

Sonoerosion (z.B. Erosonic®)

Bei diesem Verfahren laufen die Arbeitsschritte anfangs konventionell mit Abdrucknahme, Arbeitsmodellherstellung und Wachsmodellation ab. Danach erfolgt eine zweizeitige Überschichtung des hergestellten Wachsmodells mit einem speziellen Polymer. Hieraus entstehen zwei Sonotrodenkronen, die folgend am prothetischen Äquator geteilt und als Negativ der zu fertigenden Restauration ausgebildet sind. Sie werden an einer veränderbaren Justiervorrichtung in der Bearbeitungsängsachse an vorgefertigten Sonotrodenhaltern fixiert. Nach der Wachsmodellentfernung aus den Formteilen, werden diese mit Metall aufgefüllt. Damit sind die metallischen Sonotroden hergestellt und es folgt die Ankopplung dieser an das schwingungserzeugende System. Unter kontinuierlicher Umspülung mit einer Borkarbid suspension wird eine der Sonotroden bis zum prothetischen Äquator der späteren Restauration in den keramischen Rohling eingesenkt. Die Borkarbid suspension dient indirekt zur Übertragung der Ultraschallenergie. Darauf folgend entsteht durch das Einsenken der korrespondierenden zweiten Sonotrode, in die kontralaterale Oberfläche des bearbeitenden Rohlings, die Restauration. Auf die Weise kann eine bearbeitungsbedingte Schwächung der Bruchfestigkeit der Keramik vermieden werden. Neben der adhäsiven Befestigung wird auch die Eingliederung mit konventionellen Befestigungszementen diskutiert (Hahn und Löst, 1992).

CAD/CAM (z.B. Cerec®, Sirona, Bensheim)

Die Abkürzung CAD/CAM steht für Computer Aided Design („rechnerunterstützter Entwurf“)/ und Computer Aided Manufacturing („rechnerunterstützte Fertigung“). Dieses Verfahren ermöglicht dem Zahnarzt in nur einer Sitzung, direkt am Patienten (chairside) eine hochwertige Keramikrestauration herzustellen. Nach Präparation des Zahnes erfolgt mit der intraoralen Messkamera die optische Aufnahme („optischer Abdruck“). Mit Hilfe der Software wird die Restauration computerkonstruiert und anschließend aus einem Keramikrohling hochpräzise in der Schleifmaschine formgefräst (Mörmann et al., 1985).

Zirkonoxid-Keramik (z.B. Cercon[®] smart ceramics, Degussa Dental)

Zirkonoxid-Keramik (ZrO_2 -TZP=Yttrium-stabilisiertes Zirkonoxid bzw. tetragonales Zirkonoxid) ist eine Hochleistungskeramik aus nicht metallischem, anorganischem Werkstoff, der besondere physikalisch-mechanische Eigenschaften aufweist. Der Werkstoff besitzt hervorragende Eigenschaften in Festigkeit, Biegefestigkeit, Bruch- und Risszähigkeit. Seine weiße Ästhetik und Biokompatibilität verbinden die Patientenwünsche nach „weißem“ Zahnersatz und die Stabilitätsanforderungen bei Kaubelastung. Die Festigkeitswerte der Zirkonoxid-Keramik übertreffen die Werte aller bisher getesteten Dentalkeramikmaterialien. Sie übertreffen die Werte von glasinfiltrierter Keramik unter Dauerfestigkeit mit Ermüdungsverhalten um das Dreifache (Filser et al., 1998). Auf Grund der hervorragenden Eigenschaften dieses Materials findet es nicht nur für die Herstellung von zahnärztlichen Restaurationen Verwendung, sondern gilt ebenso als Allround-Werkstoff bei Herstellung von Bremsscheiben für Sportwagen und von Hitzeschilden im Space Shuttle, bei der Produktion künstlicher Hüftgelenke sowie von Schmucksteinen. Die außerordentliche Stabilität der Zirkonoxid-Keramik bietet eine optimale Voraussetzung zur Herstellung mehrgliedriger Brücken und der damit verbundenen Möglichkeit einer Dimensionsreduzierung der Zwischenglieder-Verbindungsflächen: Die prothetischen Restaurationen können graziler und ästhetischer ausgeführt werden, da der Verbindungsflächen-Querschnitt lediglich 9mm^2 unter Berücksichtigung korrekter Verarbeitung betragen muss. Dieser Umstand dient der Verbesserung von Ästhetik und Parodontalhygiene. Bei richtiger Konstruktion und Verarbeitung soll auch noch nach 50 Jahren eine ausreichende Festigkeit des Materials gewährleistet sein. Die hervorragenden Materialeigenschaften lassen die Verwendung als Implantataufbauten zu. Nachteilig ist der hohe und kostenintensive Materialverschleiß bei der Bearbeitung zu bewerten, der durch die besonders hohe Härte des Materials bei dem Schleifvorgang eine große Abnutzung der diamantierten Instrumente verursacht. Zur Kostenreduzierung des Herstellungsverfahrens erfolgte die Entwicklung eines neuartigen experimentellen Verarbeitungsverfahrens, der DCM-Prozess (Direct Ceramic Machining Prozess, ETH Zürich), kommerziell eingeführt als Cercon[®] smart ceramics (DeguDent GmbH). Dieses Verfahren basiert auf der Bearbeitung des Materials in einem weichen, vorgesinterten Zustand. Die Form des Grundgerüsts wird aus einem homogenen, porösen Rohling vergrößert herausgefräst und anschließend auf die vorherige Größe dicht gebrannt. Die Schrumpfung wird während des Brandes kompensiert und ermöglicht auf eine anschließende Hartbearbeitung

vollständig zu verzichten. Durch diese Korrektur der Zirkonoxidhartbearbeitung mit dem neuen System erfolgt eine Verkürzung der Arbeitszeit, eine Schonung der Werkzeuge und somit auch Kostenreduzierung. Die besonderen Eigenschaften von Zirkonoxid bleiben mit diesem Verfahren erhalten und erweitern somit das Indikationsspektrum vollkeramischer Restaurationen von mehrgliedrigen Brücken im Front- und Seitenzahnbereich bis zu einer anatomischen Länge von 38 mm. Das Cercon[®] smart ceramics-Verfahren arbeitet nach den gleichen Arbeitsschritten wie das Kopierschleifverfahren. Nach Abdrucknahme, Arbeitsmodellherstellung und Wachsmodulation führt die Laserscan- und Fräseinheit von Cercon[®] brain (CAM-System) drei Arbeitsschritte vollautomatisch aus: berührungsfreie Formerkennung der Wachsmodulation, Generierung einer digitalen Konstruktion, Fräsen des Rohlings. Im Anschluss an den Fräsvorgang erhält der Zahntechniker das fertig gefräste Kronen- oder Brückengerüst, das danach mit Keramik verblendet werden muss. Vorzugsweise wird für eine gute und genaue Herstellung des Zirkongerüsts eine Stufen- oder Hohlkehlpräparation angestrebt. Das Befestigungsverfahren kann konventionell (chemische Haftung durch Verwendung von Glasionomer- oder Zinkoxidphosphatzementen) oder wegen der besonderen Härte des Materials alternativ adhäsiv mit Komposit erfolgen. Schärer (2002) belegte, dass bei Laboruntersuchungen dreiteilige Testbrücken eine ca. 1,5-mal höhere Tragfähigkeit im Vergleich zu glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramikgerüsten ergaben.

1.3 Stiftaufbauten in der Zahnheilkunde

Seit Jahrzehnten haben Stiftsysteme eine wesentliche Bedeutung in der Versorgung endodontisch behandelter Zähne. Die Annahme, dass es im Anschluss einer Wurzelkanalbehandlung zu einer Versprödung der Zahnhartsubstanz kommen würde, führte zur Hauptindikation, nämlich zur stabilisierenden Einbringung von Stiftsystemen. Dieses Indikationskriterium erfuhr durch die Forschungen von Fusayama und Maeda (1969), Leary et al. (1987), Reeh et al. (1989), Sedgley und Messer (1992) und Stanford et al. (1958) eine grundlegende Veränderung. Diese Forschungen belegen, dass die physikalischen Eigenschaften eines Zahnes durch eine endodontische Behandlung nicht wesentlich verändert werden, sondern dass der wurzelbehandelte Zahn vielmehr durch einen Hartsubstanzverlust geschwächt wird. Dieser mögliche Hartsubstanzverlust hat seine beispielhaften Ursachen in der Präparation von

Zugangskavitäten, der Entfernung des Kavumdaches, der Aufbereitung von Wurzelkanälen, den Revisionen von Wurzelfüllungen, den Bohrungen für Wurzelkanalstifte und Wurzelkürzungen bei apikalen Wurzelspitzenresektionen.

Die Forschungsergebnisse von Attin et al. (1994), Guzy und Nicholis (1979) weisen nach, dass durch die Einbringung von Wurzelstiftsystemen die Stabilität wurzelkanalbehandelter Zähne nicht verbessert wird. Einige Untersuchungen konnten sogar den Nachweis erbringen, dass durch die Versorgung mit Stiftsystemen eine Schwächung der Zahnhartsubstanzen (Lovdahl und Nicholls, 1977; Sidoli et al., 1997; Trope et al. 1985) und als deren Folge eine höhere klinische Misserfolgsrate eintrat (Caputo und Standlee, 1976; Goldman et al., 1985; Sorensen und Martinoff, 1985). Die zur Einbringung von Stiftsystemen erforderlichen Arbeitsschritte führen zu einem Zahnhartsubstanzverlust, der unweigerlich mit Misserfolgsrisiken behaftet ist. Die daraus resultierenden Spätfolgen können unter Umständen erst nach einigen Jahren als Komplikation auftreten (Sorensen und Martinoff, 1984).

Als Folge dieser modernen Forschungsergebnisse konzentriert sich die aktuelle Indikation für Stiftaufbauten mehr auf die klinischen Situationen, bei denen in Folge fortgeschrittenen Substanzverlustes nur noch unzureichend koronale Anteile für die adhäsive Verankerung des Aufbaus vorhanden sind. Obwohl mit Einführung verbesserter Adhäsiv- und Kompositsysteme in den letzten Jahren die restaurativen Möglichkeiten einen deutlichen Zuwachs erfahren haben, stellen für stark ausgeprägte Zahnschadensdefekte die Therapiemöglichkeiten mit Wurzelkanalstiften auch aktuell die wichtigste Behandlungsmöglichkeit dar, eine feste und dauerhafte Retention bei gleichzeitig hoher Stabilität zu schaffen.

Besonders bei Teleskop- und Doppelkronen mit überdurchschnittlichen Scher- und Zugbeanspruchungen, bei kleineren und länglichen Wurzel- bzw. Zahnquerschnitten besonders bei Prämolaren und Inzisivi, sowie bei Präparationen mit zu erwartenden dünnen Dentinwänden sind Wurzelkanalstifte von absoluter Indikation. Da bei Molaren oftmals ausreichend Zahnhartsubstanz für einen Kompositaufbau zur Verfügung steht, kann für den entsprechenden Zahnersatz auf einen Wurzelstift verzichtet werden. Dieses Vorgehen umgeht die zahnhartsubstanzopfernde und mit Risiken behaftete Platzierung eines Stiftes in die zumeist engen und gekrümmten Kanäle von Molaren. Zur Schaffung einer ausreichenden Retention kann die Wurzelfüllung unter Berücksichtigung der Kanalanatomie bis etwa zwei bis drei Millimeter unterhalb des Kanaleinganges entfernt und dieser Bereich mit Komposit gefüllt werden (Cathro et

al., 1996; Dean et al., 1998). Der klassische Stiftaufbau besteht aus drei wesentlichen Konstruktionselementen, die jeweils unterschiedliche Aufgaben erfüllen:

1. Der Wurzelkanalstift schafft eine Retention für den Aufbau. Das Verhältnis von Krone zur Wurzel hat den Gesetzen der Hebelkräfte zu folgen, um einer Lockerung des Stiftes entgegenzuwirken.
2. Das Material, mit dem der Stift befestigt wird, dient der dauerhaften Fixierung im endodontisch behandelten Zahn, sowie der zuverlässigen Abdichtung des Wurzelkanals.
3. Der koronale Aufbau dient der Verankerung des späteren restaurativen Zahnersatzes.

Im Hinblick auf die häufig diskutierte Korrosionsproblematik und Biomechanik sowie das geänderte Anforderungsprofil bei Verwendung vollkeramischer Restaurationen werden heute neben den klassischen Wurzelkanalstiften auf Metallbasis auch Stifte aus faserverstärktem Komposit und Zirkonoxidkeramik angeboten.

1.3.1 Aktive Stiftsysteme

Zu den aktiven Stiftsystemen zählen die in den Wurzeln mittels Schraubensystemen befestigten Stifte. Aktive Stifte sind retentiver als passive mit konventionellen Zementen befestigte Aufbaustifte, aber induzieren deutlich höhere Spannungen im Wurzeldentin (Burns et al. 1990, Felton et al. 1991, Standlee und Caputo 1992). Man unterscheidet zwischen Stiften mit selbstschneidenden Gewinden und solchen Schrauben, die in ein vorgeschchnittenes Gewinde eingedreht werden. Die Befestigung im Wurzelkanal erfolgt dementsprechend über die Gewindeverankerung in der Kanalwand. Insbesondere die Verwendung von Stiften mit einem selbstschneidenden Gewinde birgt ein erhebliches Frakturrisiko für die Wurzel (Sorensen und Martinoff 1984b, Sorensen und Martinoff 1984a, Gutmann 1992, Morgano 1996, Christensen 1998). Bei beiden Systemen können Spannungen im Dentin entstehen, die das Risiko einer Stiftlockerung und einer Wurzelfraktur erhöhen. Diese Spannungen verschlechtern die Prognose endodontisch behandelter Zähne und so sind diese aktiven Systeme auf Grundlage vorliegender Studienergebnisse nicht mehr zu empfehlen (Caputo et al., 1973; Deutsch et al., 1985; Linde L.A., 1984; Standlee et al., 1992).

1.3.2 Passive Stiftsysteme

Passive Stiftsysteme erlangen ihre Verankerung im Wurzelkanal durch das Befestigungsmaterial. Im indirekten Verfahren werden die Stiftaufbauten laborgefertigt oder es werden im direkten Verfahren konfektionierte, industriell-gefertigte Stifte verwendet. Die konfektionierten Stifte stehen in unterschiedlichem Design zur Auswahl: Konische Stifte, zylindrische Stifte und kombiniert zylindrisch-konische Stifte. Die Entscheidung für eine ideale Stiftform ergibt sich aus der anatomischen Kanalmorphologie und dem Ergebnis nach Aufbereitung und Vorbohrung des Kanals. Die ideale Formkongruenz des Stiftes zum Wurzelkanal ist besonders bei stark vorgeschädigten Zähnen zu berücksichtigen (Bergmann et al., 1989).

1.3.3 Metallische Stifte

Die in den letzten Jahrzehnten zumeist verwendeten metallischen Stiftsysteme besitzen nach Trabert et al. (1978) zahlreiche Nachteile, die sich in Form von Korrosionserscheinungen, Verlusten bzw. Frakturen von Stiften und Zähnen nachweisen lassen. Die Ursache einer erhöhten Misserfolgsquote wurde früher unzureichenden Werkstoffeigenschaften zugesprochen. Die heutigen mechanischen Eigenschaften konfektionierter Metallstifte wurden durch die Verwendung von Titan oder Titanlegierungen entscheidend verbessert. Aufgrund der deutlich höheren Qualität haben sich Stifte aus kaltgezogenem Titan durchgesetzt. Titan ist biokompatibel und mit niedrigschmelzenden Goldlegierungen angussfähig. Die Untersuchungen von Asmussen et al. (1999) und Weine et al. (1991) ergaben, dass Länge und Formgestaltung der jeweiligen Stiftsysteme das Erfolgsergebnis entscheidend beeinflussen. Verwendung finden sollte der in Relation zum vorhandenen Kanalquerschnitt möglichst größte verfügbare Stift, da die entsprechenden Titanlegierungen durch den Umguß einen Großteil ihrer mechanischen Stabilität verlieren (Phasenumwandlung des Titans) und so eine mögliche Inkompatibilität entsteht. Die Stiftbohrung für konfektionierte Stifte wird mit systemspezifischen Bohrern der jeweiligen Größen durchgeführt. Eine zielgenaue Vorbohrung ermöglicht eine präzise Klemmpassung zwischen Stift und Wurzelkanalwand. Diese Fixierung kann bei zu enger Passung einen Keileffekt den sog. „wedge effect“ auf die Wurzelkanalwände und damit auf die Wurzel ausüben

(Standlee et al., 1992). Diese Keileffekte führen zu Spannungen in der apikalen Stiftregion, die unter anderem als Ursache für Längsfrakturen der Wurzeln angesehen werden (Assif et al., 1993).

1.3.4 Metallfreie Stifte

In der neuen Generation haben sich glasfaserverstärkte Komposit-Stifte etabliert. Eine signifikante Verbesserung der Stifteigenschaften in Bezug auf Festigkeit, Bruchzähigkeit, Steifigkeit und Ermüdungsbeständigkeit konnte durch die Addition synthetischer Fasern zur Polymermatrix erlangt werden. Im Vergleich zu metallischen Stiften verfügen die Komposit-Stifte über ein dentinähnliches und biomechanisches Verhalten. Die bisherige Problematik bezüglich Korrosionserscheinung und Frakturgefahr konnte durch diese Neuentwicklung reduziert bzw. vermieden werden, jedoch liegt hinsichtlich des klinischen Langzeitverhaltens bislang nur unzureichendes Datenmaterial vor. Nach Edelhoff et al. (2000), Fredriksson et al. (1998), Glazer B. (2000), Kakehashi et al. (1998) und Kern et al. (1998) sind die ersten klinischen Erfahrungen aber viel versprechend. Die neueste Produktentwicklung der Stiftmaterialien ergibt sich aus der Verwendung von Zirkonoxidkeramik als Stiftmaterial. Dieses in der Zahnmedizin relativ neu eingesetzte Material erlangt mit seinen hervorragenden physikalischen Eigenschaften eine besonders hohe Stabilität und daraus resultierend eine sehr hohe Bruchsicherheit (Kern et al., 1998).

1.4 Das Cerec[®]-Verfahren

1.4.1 Idee und Entwicklung

Cerec[®] steht für **C**eramic **R**econstruction. Diese Methode wurde 1980 von Prof. W. Mörmann und Dr. M. Brandestini (Mörmann und Brandestini, 1987a, b; Schmidseider, 1990) an der Universität Zürich entwickelt. Ihr Konzept war ein computerunterstütztes Verfahren zur direkten Herstellung von gefrästen keramischen Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Kronen für den

Front- und Seitenzahnbereich zu entwickeln. Einzigartig an dem System ist die Möglichkeit, maßgefertigte, zahnärztliche Restaurationen direkt am Patienten (*chairside*) in einer Behandlungssitzung herzustellen und einzusetzen (Mörmann, 1988; Mörmann und Bindl, 1996).

Die erste Phase im Rahmen der Cerec[®]-Entwicklung fand in der Zeit zwischen 1980-1985 statt: Die Entwicklung einer intraoralen Kamera, eines Bildverarbeitungsprogramms (CAD), einer Schleifeinheit (CIM) mit diamantierter Schleifscheibe, keramischer industriell gefertigter Rohlinge sowie einer speziellen Software. Es war jedoch keine Kauflächengestaltung möglich und der Zementspalt lag noch in einer Größenordnung von über 150-200µm Breite. Der wenig erfolgreiche „Start“ des Systems war - nach Mörmann - begründet durch die schlechte Akzeptanz dieses noch unzureichenden Gerätes. Weitere Gründe waren eine geringe ausgeprägte Software, die englischsprachige Menüführung, die umständliche Bedienung, lange Lernzeit und daraus folgende Frustration der Anwender.

Am 19. September 1985 konnte dem ersten Patienten in nur einer Sitzung am Zahnärztlichen Institut der Universität Zürich direkt am Patientenstuhl das erste Keramik-Inlay hergestellt und adhäsiv eingesetzt werden. 1986 erwarb die Fa. Siemens die Lizenz zur Vermarktung und Weiterentwicklung des Cerec[®]-Gerätes von der Firma Brains. Im Laufe der folgenden Jahre wurden Verbesserungen an technischen Details und an den Keramikrohlingen (Vitablocs[®] I, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) vorgenommen.

Im Jahr 1987 kam das Cerec[®]-1-Gerät auf den Markt. 1991 wurde eine wesentlich benutzerfreundlichere Software (nach dem Vorbild der WindowsTM-Software) präsentiert und die Keramikrohlinge Vitablocs[®] Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) eingeführt (Arnetzl et al., 1992; Mörmann, 1991; Mörmann, 1993; Wiedhahn, 1992). Eine Verbesserung der funktionellen Okklusionsgestaltung erfolgte 1992 mit einem weiteren Software-Update. Diese Software ermöglichte eine weitgehende Rekonstruktion der Kaufläche. Des Weiteren wurde ein neuer Elektromotorantrieb entwickelt, der durch höhere Schleifpräzision eine höhere Fertigungsgenauigkeit erreichte (Arnetzl et al., 1992; Mörmann, 1993). Mörmann (1993) konnte auch nachweisen, dass auch der Softwaremodus für die Herstellung von Keramikveneers erheblich verbessert wurde.

Die Firma Sirona entwickelte das System fortwährend weiter und präsentierte im September 1994 das Cerec[®]-2-Gerät (CAD/CIM). Die vollständige Überarbeitung der Hard- und Software optimierte die drei Systemkomponenten - Kamera, Rechner, Schleifeinheit - deutlich (Mörmann et al., 1995; Nathanson, 1991). Zu den Neuentwicklungen zählte der größere Monitor, der nicht

nur die Darstellung der Präparation um das 12-fach vergrößert ermöglichte sondern auch eine verbesserte visuelle Kontrolle der Präparation. Weiterhin die Schwenk- und Kippbarkeit des Monitors, die auch den Patienten verstärkt in das Geschehen mit einbezog. Und das neue Design der Kamera mit abnehmbarer Hülse zur Sterilisation und die Erwärmung des Kamerafensters auf Mundhöhlentemperatur um das Beschlagen der Linse zu vermeiden (Mörmann et al., 1995).

Einen Fortschritt erreichte Sirona mit der Einführung des Cerec[®]-3-Gerätes (CAD/CAM) am 15. Januar 2000. Das System bestand nun aus zwei separaten Einheiten: Der eigentlichen mobilen Aufnahmeeinheit und der separaten Schleifeinheit. Dies ermöglichte, beide Geräte örtlich getrennt voneinander zu platzieren, da die Datenübertragung per Funk erfolgte. Neben dem platz- und lärmsparenden Aspekt war es jetzt möglich, sich mit umliegenden Zahnärzten eine Maschine zu teilen. Ferner erhielt die Aufnahmeeinheit ein völlig neues optisches Design und ist mit einem leistungsfähigen PC kombiniert. Ihre Konstruktions- und Steuerungssoftware wurde völlig überarbeitet und auf Windows[™] NT formatiert. Dadurch funktionierte die Bedienung freundlicher und schneller. Die Schleifeinheit ist eine computergesteuerte Doppelschleif-Einheit (6-Achsen Zwilling-Schleifeinheit). „Doppelschleif-Einheit“ deswegen, weil sie keine diamantierte Schleifscheibe mehr besitzt, sondern mit zwei Fingerschleifern (Körnung 64 µm, 40.000 U/min) arbeitet. Diese Änderung führte nicht nur zu einem präziseren und spannungsfreierem Schleifvorgang, sondern auch zu einer deutlich verbesserten Flexibilität der beiden Schleifkörper. Des Weiteren ermöglicht die Schleifmaschine die Herstellung größerer Restaurationen von früher 17 mm auf jetzt bis zu 25 mm. Das Cerec[®]-3-System verwendet eine kleine intraorale Cerec[®]-Messkamera. Mit ihr erfolgt die Messaufnahme („optischer Abdruck“) der Kavität. In nur Bruchteilen von Sekunden vermisst der Computer die Präparation in allen Dimensionen. Die Kamera projiziert ein Streifenmuster unter einem Parallaxwinkel auf der Präparation, welches durch das Relief der Präparationsoberfläche tiefentypisch verzerrt wird. Dieses Prinzip wird „aktive Triangulation“ genannt (Mörmann und Brandestini, 1987b). Auf Grundlage des verzerrten Streifenmusters erfolgt die Berechnung der Höhenwerte. Insbesondere an den okklusalen Rändern und Wänden der Kavität erkennbar, erleiden die Linien entsprechend der Präparationstiefe Verschiebungen (sog. Phasenverschiebungen). Aus diesen Phasenverschiebungen errechnet der Computer die Höhendaten (z-Werte) des Zahnes. Das Kameralicht kommt aus einer Infrarot-Leuchtdiode und ist für das menschliche Auge unsichtbar. Das Prinzip der „Doppeltriangulation“ ermöglichte, den Tiefenmessbereich von zuvor 14 mm auf mehr als 20 mm zu erweitern. Die Software wird über einen so genannten „Trackball“ bedient.

Verschiedene Software-„Werkzeuge“ ermöglichen zahlreiche individuelle Modifikationen der Restauration. Die Detektion der Approximalflächen erfolgt zunächst automatisch, ist jedoch auch noch variierbar. Für die Herstellung der Okklusalfächenmorphologie im Seitenzahnbereich stehen dem Behandler verschiedene Konstruktionsverfahren zur Verfügung: Die Funktion „Zahndatenbank“ bietet dem Behandler ein großes Spektrum an gesammelten und vorprogrammierten Zahnformen. Die Funktion „Extrapolation“ bietet die Möglichkeit, sich an noch vorhandener intakter Zahnmorphologie zu orientieren und die Funktion „Korrelation“ nutzt den Vorteil des vorher intakten Kaureliefs. Dafür wird ein optischer Abdruck bereits vor der Präparation durchgeführt. Das Zweitabdruckkonstruktions-Verfahren „Funktion“ nimmt eine Aufnahme eines anderen intakten Zahnes im Mund oder eines plastisch gestalteten Modells. Die im Computer fertig programmierte Keramikrestauration wird dann von einer Schleifmaschine aus einem Keramikrohling herausgeschliffen (Hofmann, 1990; Mörmann und Brandestini, 1987a, b; Stoll und Stachniss, 1990).

Als nachteilig belegen Bose und Ott (1994), Hoffmann et al. (1990), Rose et al. (1990) und Sjögren (1995), dass die Passgenauigkeit der herausgeschliffenen Inlays gegenüber gegossenen, gesinterten oder gepressten Keramikrestaurationen deutlich schlechter ist. Bei In-Vitro-Untersuchungen von Sjögren et al. (1995) betrug die durchschnittliche Breite der Kompositfuge im marginalen Randbereich 202 µm. In den klinischen Nachuntersuchungsfällen erreichte Hoffmann et al. (1990) einen nahezu identischen Wert von 197 µm. Die Cerec®-3-Methode setzt für eine erfolgreiche Passgenauigkeit die korrekte Einhaltung erfolgsbestimmender Parameter unter zahnmedizinischen und arbeitstechnischen Aspekten voraus: Das Parodont des Zahnes sollte entzündungs- und der Zahn beschwerdefrei sein. Die Kavität sollte klar und eindeutig präpariert sein. Eine scharfkantige Präparation - ohne Anschrägung - erleichtert die optische Abformung und die bessere computerunterstützte Markierung der Präparationsgrenze. Ähnlich wie bei konventioneller Kronenpräparation sollte eine eindeutige Einschubrichtung angestrebt werden. Die Präparation sollte möglichst supragingival sein, um eine absolute Trockenheit für die zum Einsatz kommende Adhäsivtechnik erreichen zu können. Da Unterschnitte belassen werden können gewährleistet die substanzsparende Präparationsmöglichkeit mehr Zahnerhalt und verringert somit eine Frakturgefahr. Leicht konvergierende Wände stellen für das Passvermögen kein Problem dar, da die vorhandenen Unterschnitte beim optischen Abdruck nicht erfasst und später durch das Befestigungsmaterial ausgefüllt werden.

1.4.2 Das Cerec®-3D-Gerät

Die Entwicklung Cerec®-3D brachte viele weitere Fortschritte mit sich. Eine alleinige gedankliche Visualisierung der Restauration wurde ergänzt durch eine neue dreidimensionale Darstellung, die eine allseitige Betrachtung der Kavitäten- und Zahnoberflächen zulässt. Die realitätsgetreue 3D-Darstellung von Präparation und Restauration auf dem Bildschirm garantiert schnelles und einfaches Bedienen. Der Behandler kann die Restauration auf dem Bildschirm drehen und besonders interessante Bereiche sofort einsehen und die jeweilige Veränderung direkt beurteilen. Die automatische Detektion des Präparationsrandes spart Zeit und ist präzise. Manuelles Einzeichnen ist auch weiterhin möglich.

Die Aufnahmedaten, die Konstruktionsabläufe, deren Werkzeuge und die Schleifsteuerung erhielten zur Verbesserung der Präzision der Restauration eine optimierte Verarbeitung. Eine Bedienungsfreundlichkeit ohne besonderes Computerwissen steht im Vordergrund für Zahnarzt und HelferIn. Das neue System bietet die Möglichkeit, mehrere Aufnahmen zu überlagern.

Eine genaue Approximalkontaktgestaltung wurde entwickelt. Die Stärke und die Ausdehnung des Kontaktpunktes werden mittels eines einfach verständlichen Farbschemas kontrolliert und, falls erforderlich, per Mausklick angepasst. Rot bedeutet „zu stramm“, gelb bedeutet „viel Polieren“ und grün „passt“. Mit den Konstruktionswerkzeugen kann man die Restauration individuell verändern. Über >EDIT< kann die Äquatorlinie umgezeichnet werden - in allen Raumrichtungen - mit dem enormen Vorteil, die Restaurationsflächen gleich beurteilen zu können. Mit >SCALE< kann die gesamte Approximalfläche in die gewünschte Richtung verschoben werden, wobei die Übergänge zum Präparationsrand vollautomatisch anmodelliert werden. Über >SHAPE< kann Keramik flächen- oder linienförmig aufgetragen oder reduziert werden. >DROP< bietet die Möglichkeit Keramik tropfenförmig aufzutragen und anzugleichen. Eine kontrollierte Kauflächengestaltung wurde durch die mögliche Berücksichtigung der Antagonisten eingeführt. Für jede Restaurationsart kann nun ein Bissregistrat oder ein FGP (Functionally Generated Path) mit aufgenommen werden.

Des Weiteren ermöglicht Cerec®-3D die Sanierung ganzer Quadranten durch das Aneinandersetzen mehrere Aufnahmen, Einbeziehen der Antagonisten für die Kauflächengestaltung und der Festlegung unterschiedlicher Einschubachsen. Das System warnt

bei Unterschreitung von Mindestwandstärken der Keramik mit einem optischen Signal, und die Lage des Abstichzapfens kann bestimmt und simuliert werden.

1.4.3 Vita-Keramik

Zur Herstellung von Restauration mit dem Cerec[®]-3D-System stehen verschiedene Arten von Keramikrohlingen zur Verfügung, zum Beispiel ProCAD[®] (leucitangereicherte Glaskeramikblöcke, Ø Kristallgröße 0,1-5 µm, Ivoclar Vivadent, Neunstadt), Vitablocs[®] Esthetic line for Cerec[®]/inLab[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen), Vitablocs[®] Alumina for Cerec[®]/inLab[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen), Vitablocs[®] Spinell for Cerec[®]/inLab[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen), Vitablocs[®] Zirkonia for Cerec[®]/inLab[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen), Vitablocs[®] Mark II for Cerec[®]/inLab[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen). Bei den Vitablocs Esthetic Line for Cerec[®]/inLab[®] und Mark II handelt es sich um Feldspatkeramik. Die Vitablocs[®] Spinell, Zirkonia und Alumina sind Infiltrationskeramiken. Im Wesentlichen finden die Cerec[®] Vitablocs[®] Mark II for Cerec[®]/inLab[®] (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) Nutzeranwendung und wurden deshalb auch in dieser Arbeit verwendet. Die Cerec[®] Vitablocs[®] Mark II wurden 1990 entwickelt und haben sich seit dem millionenfach bewährt. Sie sind das industrielle Fertigungsergebnis von Feinpartikel-Feldspatkeramik, Aluminiumoxid verstärkt und mit einer mittleren Partikelgröße 4 µm. Die Keramikblöcke sind erhältlich in 5 Vitapan classical Farben und in 10 VITA SYSTEM 3D-MASTER Farben. I 8, I 10, I 12, I 14 sind die jeweilig erhältlichen Größen von VITA for Cerec[®]/inLab[®]. Die zu betonenden hervorragenden technischen Eigenschaften des Materials entstehen durch ihre nahezu perfekte Verdichtung und ihre homogene Struktur unter standardisierten Herstellungsbedingungen (Hahn und Löst, 1992; Krejci et al., 1992b; Mörmann und Brandestini, 1987 a). Diese positiven Eigenschaften erhöhen Bruchfestigkeit und Biegefestigkeit (120-154 MPa) gegenüber anderen keramischen Werkstoffen, reduzieren Fehlstellen im Gefüge und verhindern Rissbildung (Hahn und Löst, 1992). Das schmelzähnliche Abrasionsverhalten verringert das Risiko der Abrasion von Antagonisten (Schwickerath, 1992). Schwickerath belegt zusätzlich, dass die Festigkeit von Cerec[®] Vitablocs[®] Mark II die Festigkeit der üblichen gegossenen Keramik Dicor[®] um 50% übersteigt. Trotz der deutlich verbesserten technischen Eigenschaften von Materialfestigkeit und adhäsiven Verbund ist weiterhin die Gefahr eines Keramikbruchs existent. Banks belegte 1990

die Erfordernis zur Einhaltung von Mindestdimensionsregeln. Zur Minimierung der Frakturgefahr werden Mindestdimensionen von okklusal 1,5 bis 2 mm und approximal 0,8 bis 1,5 mm aus keramischem Material vorgeschlagen (Banks, 1990).

1.4.4 E₄D-Verfahren

E₄D ist ein neu entwickeltes Chairside-Gerät der Firma D₄D Technologies LLC (Texas). Es entspricht in der Funktion (CAD/CAM) und in der Ähnlichkeit des maschinellen Aufbaus dem Cerec[®]-Gerät von Sirona (Bensheim). Im Gegensatz zum Cerec[®]-Gerät ist das neu entwickelte E₄D-Gerät mit einer intraoralen Laserkamera ausgestattet. Diese Entwicklung erspart dem Zahnarzt den arbeitstechnischen Aufwand, den präparierten Zahn mit einem - wie bei Cerec[®] notwendig - Kontrastspray vorzubereiten, mit dem Vorteil geringerer Verzerrungen sowie des Verzichts auf spätere Reinigung des Zahnes vor Restaurationseinprobe. Ein weiterer Vorteil liegt in dem Umstand, dass das Gerät den „Mill“-Prozess einmalig mit dem Schleifgerät in Kontakt tritt, während beim Cerec[®] Gerät ständiger Funkkontakt zwischen den Geräten erhalten bleiben muss. Nachteile des E₄D-Gerätes sind die höheren Anschaffungskosten und die geringfügig langsameren Schleifvorgänge.

1.5 Befestigungssysteme

1.5.1 Herkömmliche Befestigungssysteme

Zinkoxidphosphatzement oder Glasionomerzement sind Befestigungsmaterialien für eine konventionelle Befestigung von metallischen Restaurationen, wobei es unerheblich ist, ob es sich um eine metallische Einlagefüllung, Vollgusskrone oder Keramikverblendkrone handelt. Die konventionell einzugliedernden Metalllegierungen unterscheiden sich grundsätzlich von der adhäsiven Befestigung vollkeramischer Restaurationen. Die Befestigung metallischer Restaurationen erfolgt durch die angestrebte konische Präparation. Die konische Form entwickelt Verkeilungen (Mikroverzahnungen) zwischen der rauen abgestrahlten Kroneninnenfläche und

dem mehr oder weniger konisch präparierten Zahnstumpf. Aus diesem Grunde ist die Feinpolitur zur Erhaltung der rauen Oberflächenstruktur der Stumpfoberfläche nicht empfehlenswert. Schon ohne Befestigungsmaterial sollte das prothetische Werkstück bei der Einprobe Friktion aufweisen. Für eine optimale konische Zahnpräparation ist ein Konvergenzwinkel von 6° bis maximal 12° anzustreben, um einen möglichst lang dauernden Funktionszeitraum zu erreichen. Die Friktion der Krone nimmt mit der Größe des Konvergenzwinkels und der daraus resultierenden zervikalen Diskrepanz ab. Zinkoxidphosphatzement besitzt nur eine geringe Haftintensität, so dass zur langfristigen Aufrechterhaltung der Retention besonders der Vermeidung von einer Einlagerung von Bakterien und Flüssigkeiten zwischen Krone und Zahnstumpf Bedeutung zukommt. Die meisten vollkeramischen Restaurationen werden adhäsiv befestigt und sollten wegen einer möglichen Frakturgefahr keine Friktion an den konischen Stumpfwänden aufweisen. Neu entwickelte härtere Keramiken (z.B. Zirkonoxid) besitzen jedoch eine gesteigerte Festigkeit, so dass bei diesen die konventionelle Befestigung mit Zinkoxidphosphat- bzw. Glasionomierzement bevorzugt wird.

1.5.2 Adhäsives Zementieren

Vollkeramische Restaurationen werden adhäsiv befestigt, d.h. zwischen Befestigungskomposit und konditionierter Dentinoberfläche findet ein mikromechanischer Verbund statt. Diese Konditionierung erfolgt über die klassische SÄT (Säure-Ätz-Technik) und über ein Haftvermittlersystem an Schmelz und Dentin, während der Verbund zur Keramik ebenfalls über eine Ätzung sowie Silanisierung zustande kommt.

1.5.2.1 Säure-Ätz-Technik

Zum dauerhaften Verbund der Kompositmaterialien mit dem Zahnschmelz und dem Dentin werden die Zahnhartsubstanzen vor dem Einbringen des Füllungsmaterials konditioniert. Die Schmelz- und Dentinkonditionierung beinhaltet mehrere aufeinander folgende Schritte: Zuerst erfolgt die Reinigung des gesamten Zahnes mit einer Prophylaxepaste zur Entfernung organischer und anorganischer Auflagerungen. Durch Anschrägen des Schmelzrandbereiches wird ein

senkrecht schneiden der Schmelzprismen erzielt, da die Ätzwirkung senkrecht angeschnittener Schmelzprismen stärker erfolgt als bei lateral angeschnittenen. Durch eine adäquate Trockenlegung (Kofferdam) muss die Zahnoberfläche vor Speichel und Blut geschützt werden.

Mit Hilfe der Schmelzätzttechnik entwickelte Buonocore (1955) eine erhebliche Verbesserung des Verbundes zwischen Komposit und Schmelz. Für die Konditionierung des Schmelzes wird eine 30-40 % Phosphorsäure verwendet. Dabei sind drei verschiedene Ätztypen voneinander zu unterscheiden. Bei Ätztyp 1 werden Schmelzprismen angelöst. Bei Ätztyp 2 werden zwischenprismatische Schmelzsubstanzen angeätzt. Typ 3 ist eine Kombination aus den beiden ersten Typen aber mit reduzierter Retentionswirkung. Als Ätzresultat entsteht ein Mikrorelief („Ätzmuster“), bei dem die oberste Schmelzschicht in einer Stärke von ca. 10 µm irreversibel verloren geht. Die histologischen Veränderungen (Gruben, Spalten) reichen bis in eine Tiefe von 30 - 50 µm. Mit zunehmender Konzentration - bis 40 % - der Phosphorsäure nimmt die Adhäsionskraft zu, jedoch ab einer Säurekonzentration von 40 % nimmt sie wieder ab, da Kalzium-Phosphat-Präzipitate aus der Schmelzoberfläche ausfallen (Ohsawa, 1971).

Bedingt durch diese Konditionierung werden eine bessere Benetzbarkeit und eine Oberflächenvergrößerung erreicht. Die Schmelzkonditionierung soll für 60 Sekunden erfolgen. Die Dentin-Konditionierung mit Phosphorsäure wird nur für 15 Sekunden angewandt, um eine Odontoblastenaustrocknung zu vermeiden. Durch die Präparation der Dentinoberfläche werden Dentintubuli eröffnet, und es bildet sich eine Schmierschicht („Smear layer“). Diese enthält u.a. 0,5 bis 5 µm große Dentintrümmerpartikel und verpfropft die durch den Schleifvorgang eröffneten Dentintubuli. Einerseits verhindert die Schmierschicht eine bakterielle Invasion der Tubuli und dient als natürlicher „Wundverband“ (Eick et al., 1970; Haller und Klaiber, 1988; Pashley, 1984; Pashley et al., 1981; Pashley und Pashley, 1991). Andererseits erfolgt durch die nicht ausreichende Penetration des viskösen Kompositmaterials eine reduzierte adhäsive Befestigung.

Mit Kenntnis dieses Wissens wurden Materialien entwickelt, die heutzutage zur Entfernung der Schmierschicht in die Haftvermittler integriert sind. Im Rahmen der Entwicklung von Dentinadhäsiven – siehe Kapitel 1.5.2.2 – wurden Systeme konzipiert, die gleichzeitig auch die Funktion der Konditionierung übernehmen. Die Generation des selbstkonditionierenden Primers mit dem entsprechenden Adhäsiv kann mit der so genannten „Total-Ätz-Technik“ oder „Etch-and-Rinse-Technik“ kombiniert werden. Noch neuere Generationen vereinen diese Systeme zu

„One-bottle-bondings“. Zwar ist hierbei die Anwendungstechnik vereinfacht, jedoch sind ihre technischen Werte nicht so erfolgreich wie bei der Total-Ätz-Technik.

1.5.2.2 Schmelz- und Dentinhaftvermittler

Der geätzte Zahnschmelz wird mit einem niedrig viskösen Kompositmaterial (Bonding) benetzt, um einen Verbund zum Komposit zu erreichen. Dieser Haftvermittler penetriert in die angeätzten Bereiche und bildet nach der Polymerisation einen mikroretentiven Verbund zum Schmelz. Dieser Komposit-Schmelzverbund kann, je nach Untersuchung, eine Festigkeit von 20-30 MPa (Asmussen, 1985; Bowen et al., 1982) erreichen. Mit Hilfe der vorausgegangenen Schmelzkonditionierung und dem verwendeten Schmelzadhäsiv konnten Lutz et al. (1984) und Noack (1988a und b) sehr gute Randschlussqualitäten feststellen. Die Konditionierung des Dentins erfolgt nach völlig anderen Gesichtspunkten: Durch die angeätzte Dentinfläche wird Kollagen freigelegt, welches für den späteren Verbund von wichtiger Bedeutung ist. Für diesen Verbund wurde ein Dentinhaftvermittler „Dentinadhäsiv“ konzipiert, dessen Entwicklung mehrere Generationen durchlief. Bei den modernen Haftvermittler-Generationen beginnt die Vorbehandlung des Dentins mit der Applikation eines Konditionierungsmittels. Bei diesen Substanzen handelt es sich um Säuren, wie z.B. 17 %iges EDTA (Ethyldiamintetraessigsäure), 10%ige Maleinsäure oder 37 %ige Phosphorsäure, die eine Anlösung bzw. Entfernung der Schmierschicht bewirken. Nach der Konditionierung erfolgt die Applikation eines Primers auf die Dentinoberfläche. Bei den Primern handelt es sich um in Wasser, Ethanol oder Aceton gelöste hydrophile Monomere. Die Lösungsmittel dienen der Vermeidung einer Dentinaustrocknung oder einer Odontoblastenaspiration und erfordern die genaue Einhaltung der vorgeschriebenen Zeiten nach Herstellerangaben. Nach Verdunsten des Lösungsmittels erfolgt die Applikation des Adhäsivs auf die nun noch auf dem Dentin verbliebenen hydrophilen Monomere. Bei dem Adhäsiv handelt es sich um amphiphile Monomere, die zum besseren Einfließen in die Dentintubuli aufgetragen und einmassiert werden. In der oberflächlich demineralisierten Dentinschicht entsteht nach Infiltration und Lichtpolymerisation der Monomermoleküle eine sogenannte Hybridschicht. Diese Hybridschicht besteht aus dem kollagenen Netzwerk und dessen mit polymerisierten Monomeren des hydrophilen Primers und hydrophoben Adhäsivs gefüllten Zwischenräumen. Neuere Generationen vereinen die Anwendung von Konditioner und Primer in

Form eines „Selbstkonditionierender Primers“. Das System Syntac[®] Classic (Ivoclar Vivadent, Neunstadt) wendet diese neue Generation an. In dem Primer ist deshalb zusätzlich 0,8-4 %ige Maleinsäure enthalten. Nach Applikation bewirkt das System eine partielle Auflösung der Schmierschicht und Demineralisation des intertubulären Dentins. Die gelösten Schmierschichtbestandteile präzipitieren teilweise beim Verdunsten des Lösungsmittels (Haller, 1992 und 1994; Van Meerbeek et al., 1992a; Van Meerbeek et al., 1993, 1994).

1.5.2.3 Silanhaftvermittler

Während anfangs keramische und glaskeramische Restaurationen noch konventionell und unbefriedigend mit Phosphatzement befestigt wurden, bedeutete die Entwicklung der Adhäsivsysteme für den Werkstoff Keramik den entgültigen Durchbruch. Da jedoch diese früheren keramischen Restaurationen auf Grund von Systemnachteilen wie Materialsprödigkeit und -brüchigkeit und mangelnder Befestigungsfähigkeit vielfach nur eine geringe Überlebenszeit besaßen, waren anfangs noch die metallischen Restaurationen überlegen. Durch die Adhäsivtechnik konnten die Systemnachteile der keramischen Restaurationen weitestgehend überwunden werden (Roulet und Herder, 1989; Schmitz, 1984). In dem Zusammenhang wurde nicht nur die oben beschriebene Konditionierung der Zahnhartsubstanz entwickelt, sondern auch die Notwendigkeit einer Vorbehandlung der Keramik erkannt. Die Konditionierung der Keramik gewährleistet eine Verstärkung des mechanischen und/oder chemischen Verbundes zum Komposit (Geppert und Roulet, 1986; Mörmann et al., 1985). Nach gründlicher Reinigung der Keramik mit Wasser und Lufttrocknung erfolgt die Applikation einer 30-40 %igen Orthophosphorsäure für 30 Sekunden auf die innere Keramikoberfläche, um diese zu reinigen und anschließend die eigentliche Anätzung mit einem stärkeren Ätzel. In Einsatz für die Ätzung wird zum Beispiel 5 %ige Flußsäure oder 10 %ige Ammoniumbifluorid gebracht (Geppert und Roulet, 1986; Roulet, 1988). Durch diese Ätzung wird selektiv keramisches Material der nichtkristallinen Phase gelöst, und es bildet sich ein Retentionsmuster mit einer durchschnittlichen Tiefe von 0,5 bis 12 µm (Lambrechts et al., 1991). Die Ätzung der Keramik ist anderen Verfahren wie z.B. Anrauen oder Sandstrahlen bezüglich der Haftung an Kompositmaterialien überlegen (Lacy et al., 1988; Newburg und Pameijer, 1978; Müller 1988; Shets und Jensen 1988; Hickel et al., 1991; Soerensen et al. 1991; Roulet et al., 1995). Eine

anschließende zusätzliche Silanisierung der Keramik verbessert den Verbund von Komposit-Keramik entscheidend (Dermann et al., 1982; Herder und Roulet, 1988). Hierfür wird das Haftsilan Monobond S[®] (Ivoclar Vivadent, Neunstadt) verwendet, das für 60 Sekunden aufgetragen und dann mit dem Luftbläser getrocknet wird. Geurtsen et al. (1989) sowie Redford und Jensen (1986) belegen, dass dadurch Haftkräfte erreicht werden, die den maximalen Haftkräften zwischen Kompositmaterialien und Schmelz entsprechen.

1.6 Ziel der vorliegenden Arbeit

Durch die Herstellung von Cerec[®]-Endokronen wurde ein neuer keramischer Restaurationstyp entwickelt. Die Restauration kombiniert einen Stiftaufbau, der bis in die Wurzelkanäle reicht, mit der eigentlichen keramischen Kronenrestauration. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es zu untersuchen, welchen Belastungen diese In-Vitro-Endokronen den simulierten Kaukräften entgegen halten können. Die Ergebnisse dieser Messungen sollen mit Ergebnissen von anderen Aufbausystemen, die mit derselben Methodik untersucht wurden, verglichen werden.

2. Material und Methode

2.1 Auswahl und Behandlung der zu untersuchenden Zähne

Für die Untersuchung wurden 40 extrahierte, menschliche Zähne des Ober- und Unterkiefers als Untersuchungsmaterial zur Belastung verwendet, die mit Einwilligung der Patienten gesammelt wurden. Die Zahnwurzeln mussten intakt sein, während die klinischen Kronen der Zähne zum Teil entweder kleine Füllungen oder aber okklusal kariöse Läsionen aufweisen durften. Die Zähne wurden über die gesamte Versuchszeit in einer mit Natriumazid versetzten Kochsalzlösung (0.9 % Natriumchlorid + 0.001 % Natriumazid) aufbewahrt und gekühlt bei ca. 6°C gelagert, um eine antibakterielle Wirkung zu erzielen. Nach gründlicher Reinigung der Zähne mit Ultraschall (Siroson[®], Sirona, Bensheim) und Handinstrumenten (Scaler und Küretten) wurden sie zur besseren Handhabung und zur vorbereitenden Umsetzung für das

Belastungsverfahren in kleine Kunststoffblöcke (PalaXpress® farblos/clear (7), CC 0197 Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) eingebettet (Abb. 1 und 8). Nach zahnmorphologischen Merkmalen wurde der Zahntyp bestimmt und eine Unterteilung in folgende Gruppen vorgenommen:

Gruppe 1: Erste Molaren - 19 Zähne

Gruppe 2: Zweite Molaren - 17 Zähne

Gruppe 3: Weisheitszähne - 4 Zähne

Des Weiteren erfolgte eine kieferspezifische Zuordnung:

A: OK-Molaren - 18 Zähne

B: UK-Molaren - 22 Zähne

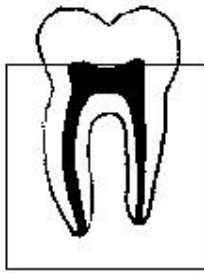


Abb.1

Abb. 1: Diese Abbildungen zeigt einen intakten Zahn in einem klaren Kunststoffblock, bis zur Schmelz-Zement-Grenze gefasst

2.2 Herstellung der Restauration

2.2.1 Präparation der Endokronen

Zu Beginn der Versuchsreihen wurden die Zähne dekapitiert. Dafür wurden die klinischen Kronen der verwendeten Molaren durch Zahnschmelzabtrag so weit reduziert, dass die zirkuläre Präparationsgrenze noch allseitig von Schmelz begrenzt blieb (Abb. 2 und 9).

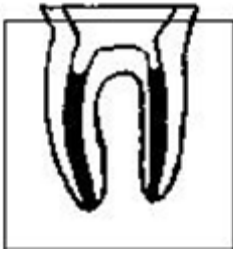


Abb.2

Abb. 2: Diese Abbildung zeigt einen dekapitierten, wurzelkanalbehandelten Zahn mit Einblick in 2 Wurzelkanäle

Hierfür wurden hochtourig und unter Wasserkühlung ein grobkörniger Diamant (Nr. FG111 X014 Horico[®], Berlin) und ein Finier-Diamant (Nr. FG291 F 014 Horico[®], Berlin) benutzt. Anschließend wurden die Zähne trepaniert, die jeweiligen Wurzelkanäle dargestellt und die Eingänge mit Gatesbohrern (Antaeos[®] VDW GmbH, München, Größen 004 und 006, Ref. V01 0180 019 002) erweitert. Danach wurden - soweit vorhanden - die Pulpen exstirpiert und die Kanäle ca. 2 mm unterhalb des Eingangsbereich, wie nach Abschluss einer klassischen endodontischen Behandlung, zunächst mit Zinkoxid-Eugenol-Zement und dann mit Zinkoxid-Phosphatzement dicht verschlossen. Zinkoxid-Eugenol-Zement dient dem bakteriendichten Verschluss der Wurzelkanäleingänge; Zinkoxid-Phosphatzement verhindert eine mögliche Beeinträchtigung der Polymerisation durch das Eugenol. Für einen einwandfreien optischen Abdruck und zur Vermeidung zu starker Unterschnitte bzw. zu großer Unebenheiten wurden die Innenwände des koronalen Pulpenkavums zirkulär nachgearbeitet und finiert (Diamant Nr. FG291 F014 Horico[®], Berlin), sodass eine insgesamt leicht divergente Präparationsform entstand. Die Wurzelkanäleingangsbereiche wurden ebenfalls bewusst divergent gestaltet. Die späteren keramischen Restaurationen weisen dann an der Unterfläche entsprechende Zapfen auf, die in die Eingänge der Wurzelkanäle fassen und einen Rotationsschutz und zusätzliche Friktionsfläche ermöglichen. Zusätzlich wurde darauf geachtet, dass alle Präparationsgrenzen scharfkantig gestaltet waren und die gesamte innere Kavität gut einsehbar war. Dieses Vorgehen erleichterte die daraufhin erfolgende Konstruktion von Endokronen mit dem Cerec[®]-3D-System.

2.2.2 Herstellung der Endokronen

Die Herstellung von 40 Endokronen wurde mit dem Cerec[®]-3-Gerät (Model-No.: 5811000D3344, Serial-No.: 01384, Sirona, Bensheim) und der Software Cerec[®] 3D (Software Serial-No.:18742) aus industriell gefertigten Feldspatkeramikblöcken (Cerec Vitablocs Mark II[®], Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) durchgeführt (Abb.3). Diese Feldspatkeramikblöcke besitzen eine vergleichsweise geringe Zugfestigkeit von 121 MPa und einen vergleichsweise hohes Weibull-Modul (23,6), was die Gefahr der Bruchfraktur gegenüber als herkömmlichen Feldspatkeramiken verringert (Tinschert et al., 2000).

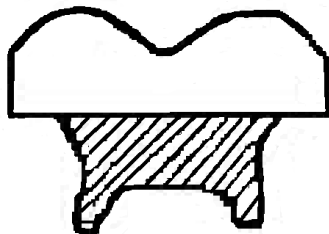


Abb.3

Abb. 3: Cerec[®]-Endokrone (Schema): Die geriffelte Fläche mit ihren 2 Zapfen fasst in die Kronenpulpa des Zahnes

2.2.2.1 Vorbereitungen für Softwarebenutzung

Nach Anwählen des Modus „Neue Restauration“ in der Software und der erfolgreichen Eingabe der Patientendaten öffnet sich ein Fenster für die Auswahl des Restaurationstyps. In diesem Falle wurde der Restaurationstyp „Krone“ ausgewählt, weil der Endokronenmodus unter diesem Restaurationsmodus läuft. Dieser Modus wurde von der Firma Sirona extra als Neuentwicklung für die Software Cerec[®]-3D entwickelt. Anschließend wird unter dem Konstruktionsverfahren der Button „Zahndatenbank“ markiert, welcher für die Konstruktion von Kronen unter Berechnung der Okklusalmorphologie auf Basis von vorliegenden Zahnoberflächen verantwortlich ist.

Danach wurde aus einem Zahnschema der entsprechende Zahn ausgewählt. Nach Bestätigung der „OK“- Taste gelangt man zum nächsten Fenster, welches die optische Aufnahme der Kavität vorbereitet.

2.2.2.2 Optischer Abdruck

Die optische Vermessung der Kavität beginnt mit der Vorbereitung des Zahnes. Zunächst wurde Kofferdam (Flexi Dam[®], Roeko, Coltene, Langenau) um jeden einzelnen Zahn gespannt und die Zahnoberflächen dann mit Optispray (Cerec[®] Optispray, Sirona, Bensheim) stoßweise leicht besprüht, um die sie opak und somit reflexfrei zu gestalten. Um eine optimale dreidimensionale Vermessung zu ermöglichen, musste die Kamera so positioniert werden, dass die Kavität zentral und die mesio-distale Achse senkrecht auf dem Bildschirm sichtbar war. Es wurde kontrolliert, ob die Bildachse der Mundkamera als Einschiebsachse der Endkrone akzeptabel ist und ob alle Kavitätenwände scharf dargestellt sind. Die Aktivierung des Vermessungsvorgangs wurde durch den Fußanlasser ausgelöst. Der eigentliche Vorgang dauert 0,2 Sekunden. Die Kamera wird wie ein Winkelstück gehandhabt und im aktivierten Zustand zeigt sie zunächst das bewegende Bild auf dem Monitor. Um ein möglichst detailgetreues und scharfes Bild zu erzielen, muss die Kamera während der Aufnahme ruhig positioniert werden. Dieses Verfahren wird in Analogie zum konventionellen Vorgehen bei der physischen Abformung "Optischer Abdruck" genannt. Im Speicher des Computers liegt nach dem Messvorgang das positive digitale xyz-Datenmodell vor, welches sich auf dem Monitor als Videostandbild präsentiert, in das nun die Rahmenkonstruktion der Endkrone eingezeichnet wird.

2.2.2.3 Konstruktion der Endkrone

Zu Beginn veranlasst die Software, dass bei vorliegenden Nachbarzähnen Linien zum Abtrimmen gezogen werden, um einen uneingeschränkten Einblick in den Approximalbereich des zu restaurierenden Zahnes zuzulassen. Von Anfang an wird der zu begutachtende Zahn in dreidimensionaler Form dargestellt. Mit der grünen Pfeiltaste erfolgt der Weg in den nächsten Modus, welcher den ersten Konstruktionsschritt durch Markierung der Präparationsgrenze

darstellt. Für die vorliegende Arbeit wurde dafür der äußerste Rand, also der Übergang von Zahnwand zur Außenfläche des Zahnes, markiert. Mit der am Gerät angebrachten Zeichenkugel („Trackball“) wurden dazu die Markierungspunkte gesetzt, die der Computer dann automatisch zu einer Linie verbindet. Da der Präparationsrand zum größten Teil automatisch detektiert wird, muss man nur bei Bedarf manuell korrigieren. Eine scharfkantige Präparation erleichtert diesen Schritt erheblich.

Im nächsten Schritt wird dann die bereits vollständige Endokronen-Konstruktion in ihrer Kavität dargestellt. Die Software fertigt mit Hilfe einer Datenbank, die aus verschiedenen Zahnformen besteht, eine virtuelle Restauration an, die am Monitor sichtbar ist. Unter dem kleinen Design-Fenster kann mit den Konstruktionswerkzeugen „Edit“, „Scale“, „Shape“ und „Drop“ die virtuelle Restauration nach Belieben modifiziert werden. Im letzten Arbeitsschritt gelangt man zur Schleifvorschau. Hier wird jetzt ausschließlich die keramische Konstruktion - bereit zum Schleifvorgang - dreidimensional abgebildet. In einem sich öffnenden Fenster kann unter der Rubrik „Schleifmodus“ die Okklusionsmorphologie auf „Endokrone“ umgestellt werden. Dadurch wird die Kroneninnenfläche so modifiziert, dass eine bessere Kavitäteninnenpassung resultiert. In dem gleichen Fenster besteht auch die Möglichkeit, die Trennstelle des Keramikblockes beliebig auf mesial, distal, vestibulär oder oral zu verändern. Für diese Untersuchung wurde die distale Trennstelle gewählt. Um der Krone auf dem Zahnstumpf mehr Spielraum und eine größere Befestigungszementfuge zu bieten, kann unter dem Zeichen „Einstellungen“ auf Parameter geklickt werden. An dieser Stelle können Klebefuge und der Spacer individuell eingestellt werden. Bei der vorliegenden Arbeit wurden die Werte für die Klebefuge auf 30 µm und für den Spacer auf 50 µm eingestellt.

2.2.2.4 Formschleifen der Endokronen

Zum Einsatz bei dieser Untersuchung kamen die Schleifeinheit Cerec[®] 3 MC XL (Serial Number: 102530; Model Number: 6092162 D 3439; als Diamanten wurden Cerec[®] MC XL Bur 12S Ref: 6208677 und Cerec[®] MC XL Pointed Bur 12 Ref: 6143866) angewendet. Diese separate computergesteuerte Doppelschleifeinheit ist über Funk (Gigaset M101 Data, Siemens, München) mit der Aufnahmeeinheit verbunden. Vor jedem Schleifvorgang wird der Verschleiß der Werkzeuge automatisch überprüft und bei Bedarf als zu Erneuern angezeigt. Die beiden

Fingerschleifer präparieren unter Wasserkühlung, mit hoher Präzision und besonders schonend. Sie erreichen dabei die angestrebte Genauigkeit von $\pm 25 \mu\text{m}$. Die Schleifdauer hängt ab von der Restaurationsgröße. Bei der vorliegenden Arbeit variierte sie zwischen 10-15 Minuten. Nach Entnahme der fertig geschliffenen Restauration aus der Schleifkammer wurde die Passung kontrolliert. Der distale Materialzapfen, die letzte Verbindungsstelle der Endkrone zum Keramikrohling, wurde belassen, da er beim Einsetzen nicht störte, sondern eher die Handhabung verbesserte. Manche Endkronen besaßen kleine Störkontakte, entweder an den Zapfen, die in die Wurzelkanaleingänge hineinfassten oder zirkulär im Bereich des Pulpenkavums. Diese Störkontakte wurden vorsichtig mit einem Finierdiamant (Diamant Nr. FG291 F014 Horico[®], Berlin) wassergekühlt reduziert. Auf die Überprüfung der Innenpassung mit silikonhaltigen Pasten wurde verzichtet, da sich dadurch die Haftwerte zum Dentin (Shet et al., 1988) und zum Schmelz verschlechtern (Meissner, 1991).

2.2.3 Schmelz- und Dentinkonditionierung

In der vorliegenden Arbeit wurde die „Total-Ätz-Technik“ angewendet. Die Säurekonditionierung von Schmelz und Dentin erfolgte mit 37 %iger Orthophosphorsäure (Vococidgel[®], Voco GmbH, Cuxhaven). Die Schmelzareale wurden 60 Sekunden und die Dentinareale 15 Sekunden konditioniert. Danach wurde die Kavität mit Wasserspray 30 Sekunden abgesprüht und anschliessend für 15 Sekunden mit komprimierter, ölfreier Luft getrocknet. Die erfolgreiche Konditionierung am Schmelz war anhand der weißlich opaken Oberfläche zu überprüfen.

2.2.4 Schmelz- und Dentinhaftvermittlung

Hierfür wurde das Adhäsivsystem Syntac[®] Classic (Ivoclar, Vivadent, Neunstadt) verwendet. Dabei handelt es sich um ein Mehrkomponenten-System der 3. Generation, dass sich aus den Einzelkomponenten Primer, Adhäsiv und Bonding zusammensetzt. Die eigentliche Konzeption ist die Kombination mit einer rein selektiven Schmelzätzung. Um noch bessere Haftwerte zu

erzielen, kann das System aber ebenfalls in Kombination mit der Totalätztechnik verwendet werden, was bei dieser Untersuchung der Fall war. Zunächst wurde für 15 Sekunden der Primer appliziert und anschließend, ohne das Dentin auszutrocknen, trocken geblasen. Danach wurde das Adhäsiv aufgetragen und für 20 Sekunden mit einem Pinsel einmassiert. Schließlich folgte der Adhäsivanstrich mit Heliobond® (Ivoclar Vivadent, Neunstadt), der daraufhin gut verblasen und für 20 Sekunden lichtpolymerisiert wurde.

2.2.5 Konditionierung und Silanisierung der Keramikoberfläche

Die Endokronen wurden für jeweils 20 Sekunden gründlich mit Wasser abgesprüht und mit Luft getrocknet. Die inneren Keramikflächen wurden zunächst mit 37 % Orthophosphorsäure (Vococidgel, Voco GmbH, Cuxhaven) für 30 Sekunden gereinigt, abgespült und getrocknet. Anschließend wurden diese nach Verarbeitungsanleitung des Herstellers für 1 Minute mit dem Keramikätzgel Cerec® Etch (HF 4,9 %, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) geätzt, danach für 60 Sekunden abgesprüht und getrocknet. Die Ätzung der Keramik ist anderen Verfahren wie z.B. Anrauen oder Sandstrahlen bezüglich der Haftung an Kompositmaterialien überlegen (Hickel et al., 1991; Lacy et al., 1988; Newburg und Pameijer, 1987; Roulet et al., 1995; Shets und Jensen, 1988; Soerensen et al. 1991). Das Anätzen der Keramik führt zum selektiven Herauslösen der nichtkristallinen Phase (Lambrechts et al. 1991). Auf die so geätzte innere Oberfläche wurde eine dünne Schicht Haftsilan (Monobond S®, Ivoclar Vivadent, Neunstadt) aufgetragen und nach 60 Sekunden mit dem Luftbläser getrocknet. Der darauf folgende Anstrich mit Heliobond® wurde leicht verblasen, nicht auspolymerisiert und lichtgeschützt in einer Lichtschutzbox (Vivapad, Ivoclar Vivadent, Neunstadt Deutschland) aufbewahrt.

2.2.6 Eingliedern der Endkrone

Das adhäsive Einsetzen der Endkronen erfolgte mit dem dualhärtenden Befestigungszement Variolink II® (Ivoclar Vivadent, Neunstadt) und der Farbstufe A2. Dieses wurde in einem Verhältnis von 1:1 (Katalysator- zu Basispaste) angemischt, in die Kavität appliziert und

sorgfältig verteilt. Die Endokronen wurden zuerst zu $\frac{3}{4}$ in die Kavität eingesetzt und grobe Überschüsse mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt. Schließlich wurden die Restaurationen vollständig bis auf Kontakt eingesetzt und von allen Seiten je 40 Sekunden lichtpolymerisiert (Polylux[®]-Kaltlicht-Polymerisationslampe, Eigenprodukt Sirona, Bensheim). Die einheitliche Dicke und das dichte Verfließen des dualhärtenden Befestigungszementes sind gut im Röntgenbild (Abb. 16) zu erkennen.

2.2.7 Überschussentfernung und Finieren der Ränder

Die anschließende Entfernung der Kompositüberschüsse erfolgte mit einem Composhape-Diamanten (Nr. FG291 F014 Horico[®] Berlin) unter Wasserkühlung. Gleichzeitig wurde der vorher belassene distale Materialzapfen, die letzte Verbindungsstelle der Endkrone zum Keramikrohling, entfernt. Zuletzt wurde der Übergang zwischen Restauration und Zahn mit Brownie (Nr. 0308 Shofu[®]) und Greenie (Nr.0308 Shofu[®]) poliert (Abb. 4, 12 und 13).

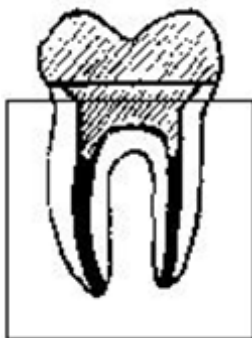


Abb.4

Abb. 4: Diese Abbildung zeigt die Situation nach Eingliederung der Endkrone in den dekapitierten Zahn mit dichtem Komposit-Fugenschluss.

2.3 Thermocycling

Die Proben werden einer künstlichen Alterung, dem sog. „Thermocycling“ ausgesetzt. Die Temperatur der Wasserbäder betrug 5° C und 55° C, die Eintauchzeit 120 Sekunden und die Beckentransferzeit 3 Sekunden. Insgesamt wurden die restaurierten Zähne mit 2000 Zyklen belastet, was einer „Echtzeit“ von etwa drei Jahren entspricht (Hordt, 1990; Noack, 1986).

2.4 Belastungsverfahren

Um eine Kaubelastung zu simulieren, wurden die Endokronen mit einer „Dauerschwellprüfmaschine“ belastet (Abb.5). Der Zahn mit dem Kunststoffblock wurde passgenau in eine starre Metallverkleidung (Abb. 6), die im 45°-Winkel konstruiert ist, am Boden der Maschine verschraubt. Es wurde darauf geachtet, dass der Zahn fast bis an die Übergangsgrenze von Krone zum Zahn gefasst ist, damit der Zahn nicht frühzeitig während der Belastung aus dem Kunststoff herausbricht. Von oben wurden die Endokronen dann senkrecht und im 45°-Winkel mit einem 8 mm breiten Metallstab stoßend belastet (Abb.7). Der Ansatzpunkt des Metallstabes lag immer eben zwischen den beiden oralen oder vestibulären Höckern. Die Richtung der Belastung erfolgte lateral um eine möglichst klinische Situation zu simulieren. Die Maschine wurde durch die Steuerungs- und Leistungselektronik MTRB 600 (Fa. Matke, Bosau) bedient. Nach Einstellung aller nötigen Parameter, wurde die Belastung in 100 Newton-Schritten von 100 bis 1400 Newton aktiviert. In jedem der 14 Schritte erhielt die Endokrone 800 Belastungswiederholungen. Die Belastung erfolgte stoßend und nicht kontinuierlich, deshalb spricht man auch von einer intermittierenden Dauerschwellbelastung. Die Frequenz der intermittierenden Belastung betrug ca. 2,3 Belastungen/s. Die Maschine benötigte für den Prozess jedes Zahnes ca. 75 Minuten. Ein DMS-Kraftaufnehmer registrierte während der Kraftausübung die Gegenkraft der Endokrone. Sobald die Gegenkraft nachließ, meldete der Kraftaufnehmer einen sofortigen Stopp der Belastung. Die Gegenkraft ließ mit Fraktur der Endokrone sofort nach. Um hier ein fälschliches Nachlassen der Gegenkraft zu vermeiden wurde darauf geachtet, dass die Zähne sowohl im Kunststoffblock fest und unbeweglich, als auch in der maschinellen Verankerung richtig und bis zum Anschlag fest montiert waren. Die Position, die

aufgewendete Kraft (Newton) und auch die Belastungsanzahl wurden in einer vorher angelegten Editordatei des PC-Steuerungsrechners gespeichert.

Die gespeicherten Daten wurden für die folgende Auswertung als Excel-Dateien exportiert.

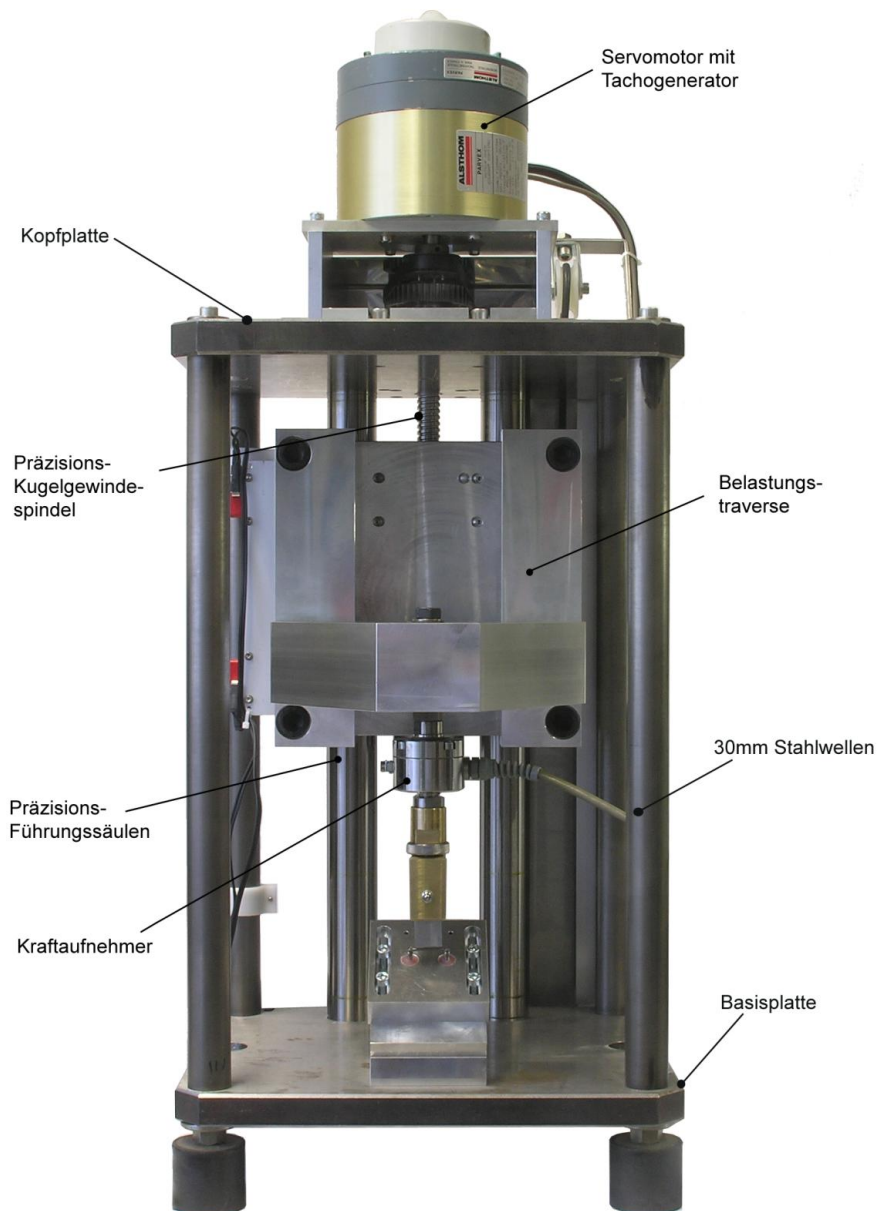


Abb. 5: verwendete Belastungsmaschine (Steuerungs- und Leistungselektronik MTRB 600)

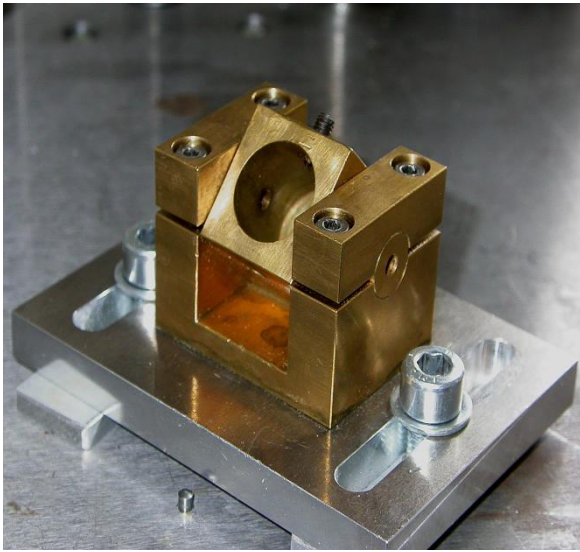


Abb. 6: Starre Metallverkleidung, in der die Probe im 45°-Winkel passgenau befestigt wird

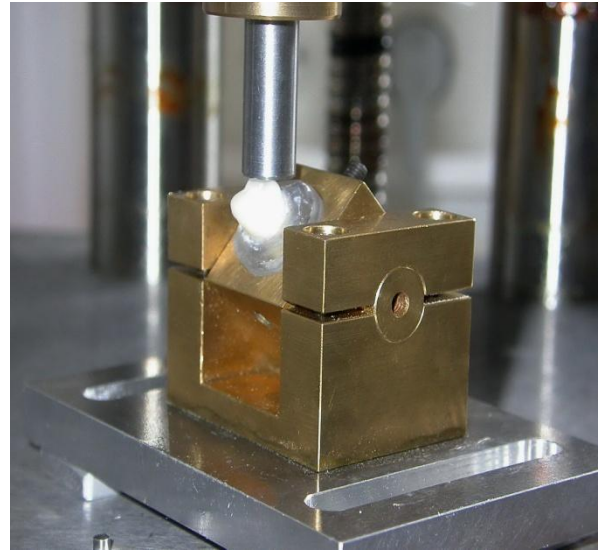


Abb. 7: Senkrechte Belastung einer Probe durch einen 8 mm breiten Metallstab

2.5 Foto- und Röntgendokumentation

Nach den jeweiligen Arbeitsschritten :

1. Intakter Zahn im Kunststoffblock gefasst (Abb. 1, 8 und 14)
2. Dekapitieren des Zahnes (Abb. 2 und 9)
3. Anpassung der Endkrone im präparierten Zahn (Abb. 10, 11 und 15)
4. Zementierte Endkrone (Abb. 4, 12, 13 und 16)

wurde von jedem Präparat eine Fotodokumentation angefertigt. Fotografiert wurde vor einem blauen Hintergrund mit einer Spiegelreflexkamera (Nikon Camera, Modellnr. D70s mit Multiblitz). Die Röntgenbilder wurden immer von der gleichen Seite der jeweils markierten Zähne nur im 3. und 4. Schritt mit einem Röntgensystem (Röntgenstrahler Sirona Model No: 4684614 Serial No: 03342; digitalen Zahnfilmentwickler VistaScan, Ref: 2130-000-50, SN: 000384, Dürr Dental Bietigheim-Bissingen) hergestellt.



Abb. 8: Intakter Zahn bis zur Schmelz-Zement
Grenze in Kunststoffblock gefasst

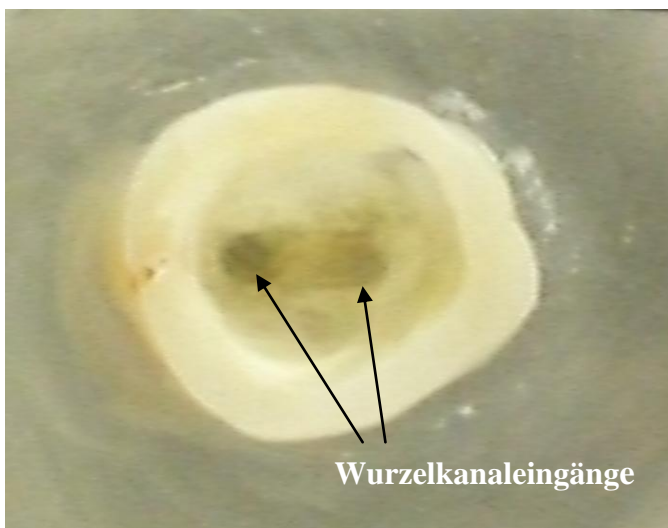


Abb. 9: Dekapitierter Zahn mit Einblick
in 2 wurzelkanalbehandelte Kanäle

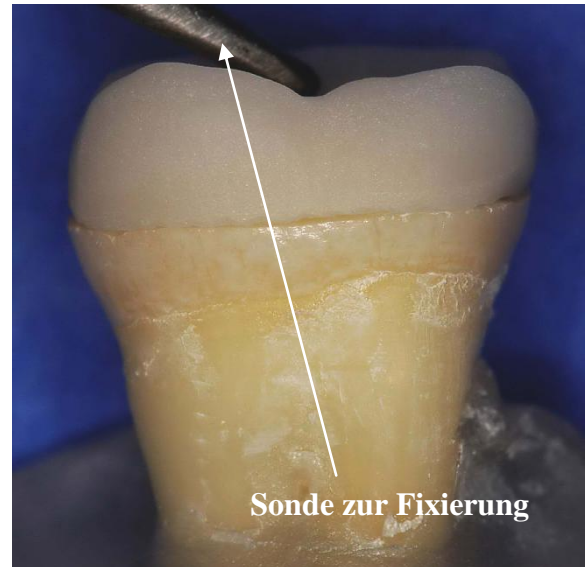
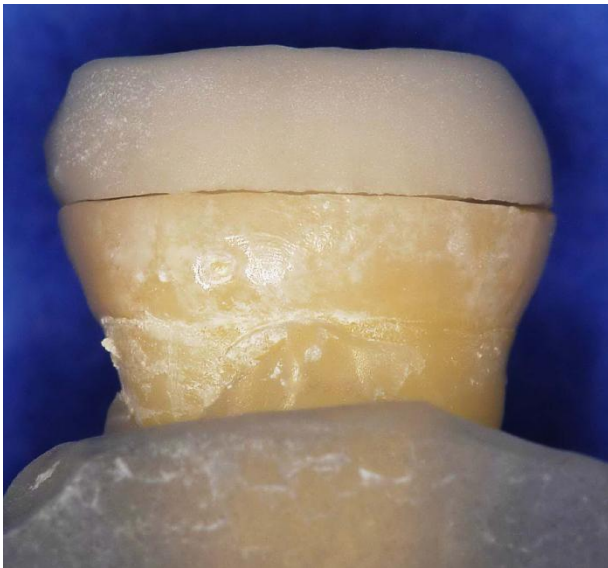


Abb. 10 und 11: Mittelwertige, äußerliche Passung einer nicht zementierten, eingesetzten Endokrone im dekapitierten Zahn

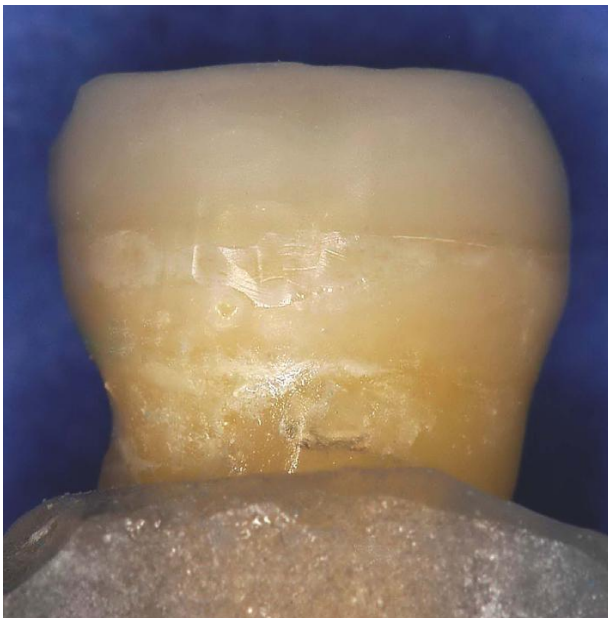


Abb. 12 und 13: Zementierte Endokrone nach Komposit-Überschussentfernung (Ansicht von mesial und vestibulär)

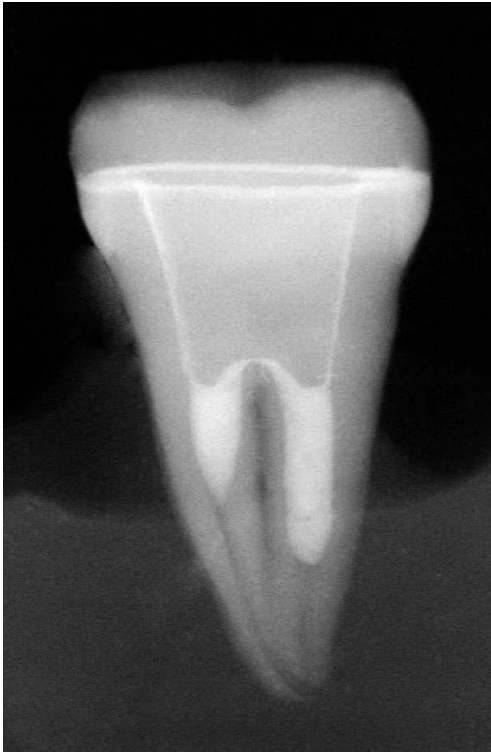


Abb. 16: Röntgenbild der einzementierten Endkrone

2.6 Abgleich der eigenen Ergebnisse mit einer Parallelstudie

Im Weiteren erfolgte eine Abgleichung der gewonnenen Daten mit einer Parallelstudie (Hoyer, 2011). Bei dieser Parallelstudie fand eine identische Vorgehensweise bezogen auf die verwendeten Materialien und Testsysteme statt. Im Gegensatz zu der hier untersuchten einteiligen, klassischen Endokronen-Konstruktion, wurde bei dieser Untersuchung ein zweiteiliges System analysiert. Die Herstellung der Restaurationen – 40 keramische Primäraufbauten und 40 Keramikkrone – erfolgte analog zur Herstellung der Endokronen. Die Schwierigkeit bei der Konstruktion der Primäraufbauten bestand darin, dass das Programm Cerec[®]-3D diese Form der Versorgung nicht vorsieht, sondern eine herkömmliche Kronenkonstruktion soweit modifiziert werden musste, bis das gewünschte Ergebnis erzielt wurde. Nach der adhäsiven Befestigung der Zähne in Kunststoffblöcke wurden optischer Abdruck, Konstruktion, Formschleifen und Eingliederung der Keramikkrone sowie Thermocycling und Belastungsverfahren der gesamten Konstruktion in adäquater Weise durchgeführt.

Ziel der Gegenüberstellung der beiden Studien war es festzustellen, ob sich die Frakturnraten bis hin zu maximalen Belastungen bei diesen Untersuchungen unterscheiden.

Um diese Gegenüberstellung auch statistisch zu kontrollieren, erfolgte danach der Unabhängigkeitstest mit dem Chi-Quadrat-Test (χ^2 -Test). Der Unabhängigkeitstest prüft, ob die beiden Untersuchungen stochastisch unabhängig sind.

Stochastische Unabhängigkeit ist ein fundamentales wahrscheinlichkeitstheoretisches Konzept, welches die Vorstellung von sich nicht gegenseitig beeinflussenden Zufallseignissen formalisiert. Sind zwei Ereignisse stochastisch unabhängig, dann ändert sich die Wahrscheinlichkeit dafür, dass das eine eintritt, nicht, wenn das andere eintritt (beziehungsweise nicht eintritt).

Die Ergebnisse beider Arbeiten wurden in einer Tabelle (2) skaliert und dann mit dem Chi-Quadrat-Test χ^2 -Test bei $p < 0.001$ das Ergebnis errechnet (siehe Kap. 3.3, Vergleich zwischen einteiligen und zweiteiligen Endokronen).

3. Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der intermittierenden Belastung der Endokronen

3.1.1 Klinische und radiologische Vorbewertung des Therapieverfahrens

Es war möglich für alle Proben eine Endokrone mit dem Cerec[®]-Gerät herzustellen und eine Passgenauigkeit entsprechend den klinischen Maßgaben. Die stichprobenartige röntgenologische Untersuchung der Präparate vor der werkstoffkundlichen Prüfung ergab, dass eine vollständige Verklebung vorlag.

3.1.2 Gesamtergebnisse Endokronen

Von den insgesamt 40 belasteten Endokronen beendeten 33 die Dauerschwellbelastung erfolgreich bis zum Ende des regulären Programms. Das bedeutet, dass sie in 14 Schritten, mit jeweils 800 Wiederholungen und 100 Newton Kraftsteigerung, bis maximal 1400 Newton standgehalten haben. 4 Endokronen beendeten ihren Belastungslauf zwischen 1000 und 1400 Newton. Die restlichen 3 Endokronen frakturierten zwischen 500 und 1000 Newton. Eine frühzeitige Fraktur schon unter den ersten 500 Newton konnte bei keiner der Proben beobachtet werden (Abb. 17).

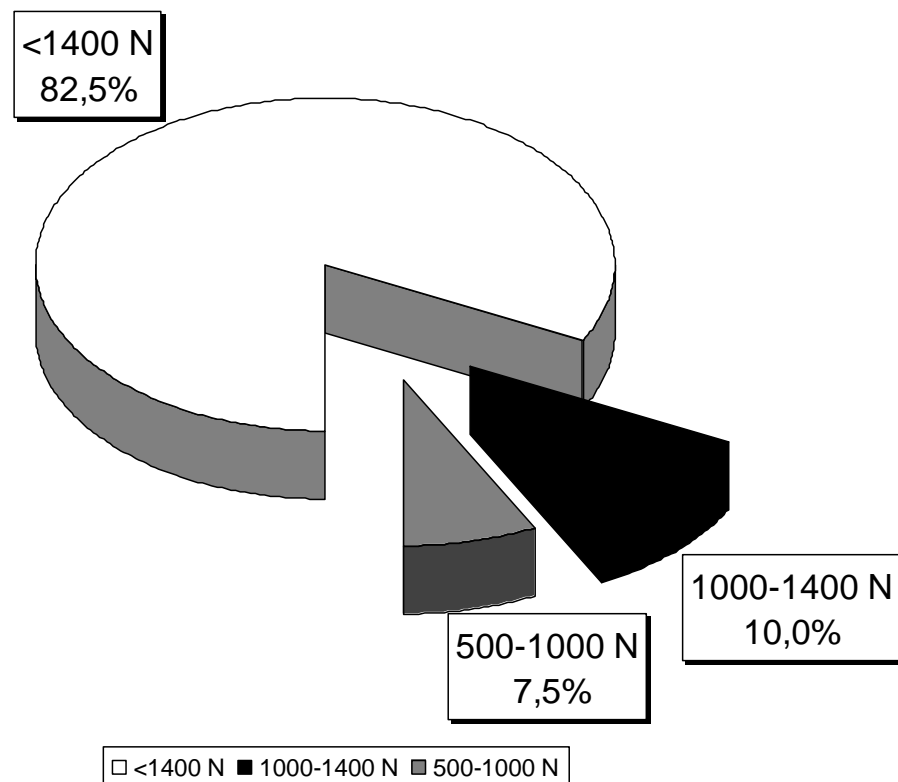


Abb. 17: Dauerschwellbelastung der Endokronen

Von den insgesamt 40 belasteten Endokronen macht der Anteil der Zähne, die dem regulären Belastungsprogramm bis 1400 Newton standhielten mit 82,5 % den größten Anteil aus. Das schwarze Kuchenstück zeigt mit 10 % den Anteil der Zähne an, die bei der Belastung zwischen 1000 - 1400 Newton frakturierten. Das karierte Fragment ist mit 7,5 % der Anteil der Zähne, die bei der Belastung zwischen 500 - 1000 Newton frakturierten. Eine frühzeitige Fraktur schon unter den ersten 500 Newton konnte bei keiner der Proben beobachtet werden.

3.1.3 Die Belastungstests untergliedert in 3 Gruppen

3.1.3.1 Ergebnisse der Belastungsproben von Gruppe 1

Bei dieser Gruppe handelt es sich um 1. Molaren von Ober- und Unterkiefer. Insgesamt 19 Molaren wurden belastet, wovon 16 Endokronen dem maximalen Belastungsprogramm standhielten und 3 vorher frakturierten (Abb. 18).

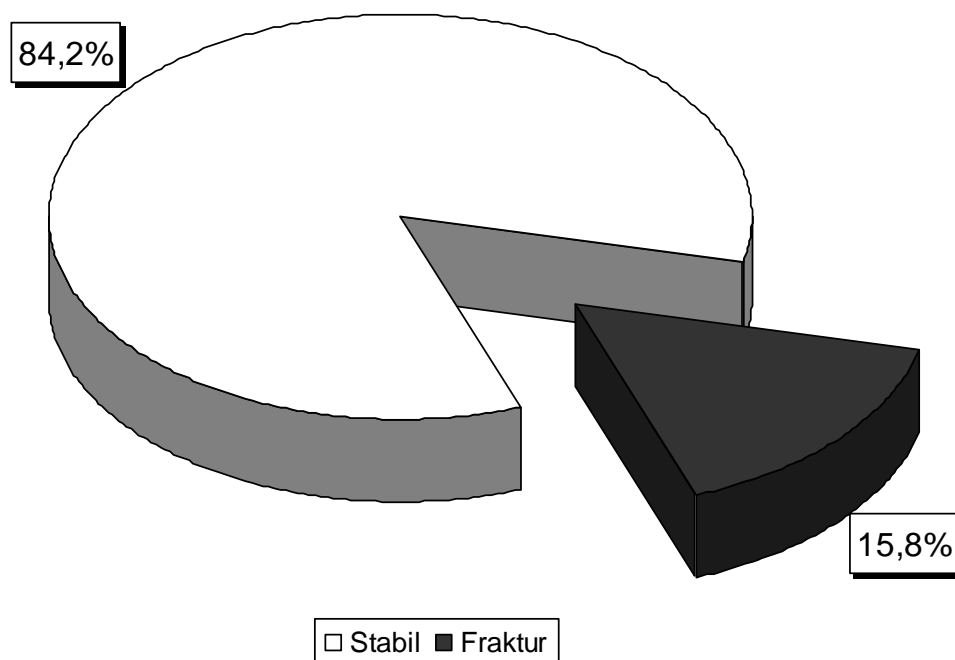


Abb. 18: Die Ergebnisse der Dauerschwellbelastung der 1. Molaren

Von den insgesamt 19 belasteten 1. Molaren macht der Anteil der Zähne, die dem regulären Belastungsprogramm bis 1400 Newton standhielten mit 84,2 % den größten Anteil aus. Das schwarze Kuchenstück zeigt mit 15,8 % den Anteil der Zähne aus, die während dem regulärem Belastungsprogramm frakturierten.

3.1.3.2 Ergebnisse der Belastungsproben von Gruppe 2

Bei dieser Gruppe handelt es sich um 2. Molaren von Ober- und Unterkiefer. Insgesamt 17 Molaren wurden belastet, wovon 13 Endokronen dem maximalen Belastungsprogramm standhielten und 4 vorher frakturierten (Abb. 19).

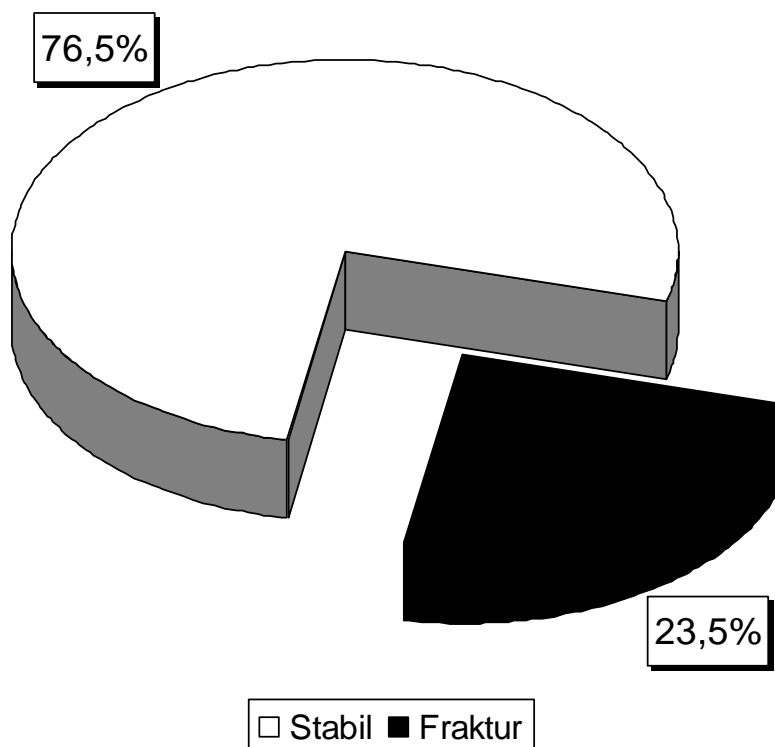


Abb. 19: Die Ergebnisse der Dauerschwellbelastung der 2. Molaren

Von den insgesamt 17 belasteten 2. Molaren macht der Anteil der Zähne, die dem regulären Belastungsprogramm bis 1400 Newton standhielten mit 76,5 % den größten Anteil aus. Das schwarze Kuchenstück zeigt mit 23,5 % den Anteil der Zähne aus, die während dem regulärem Belastungsprogramm frakturierten.

3.1.3.3 Ergebnisse der Belastungsproben von Gruppe 3

Bei dieser Gruppe handelt es sich um Weisheitszähne von Ober- und Unterkiefer. Insgesamt 4 Molaren wurden belastet, wovon alle 4 Endokronen dem maximalen Belastungsprogramm standhielten (Abb. 20).

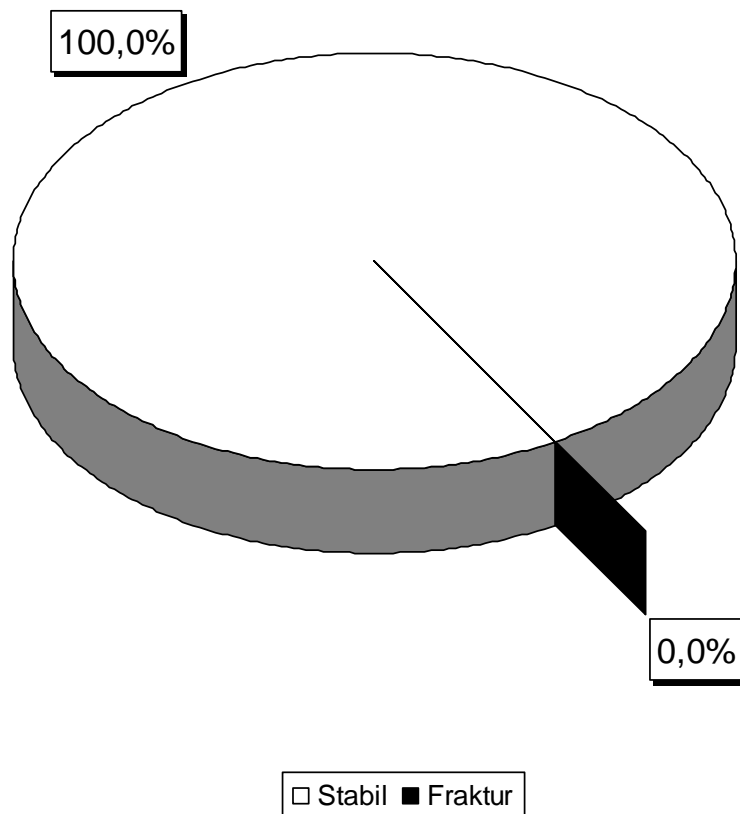


Abb. 20: Die Ergebnisse der Dauerschwellbelastung der Weißheitszähne

Von den insgesamt 4 belasteten Weißheitszähnen macht der Anteil der Zähne, die dem regulären Belastungsprogramm bis 1400 Newton standhielten mit 100 % das absolute Maximum aus und zeigt das 0 % (schwarzes Fragment) von Ihnen frakturierten.

3.1.3.4 Ergebnisse der Belastungsproben kieferspezifischer Zuordnung

A. Ergebnisse der Oberkiefermolaren:

Bei dieser Gruppe handelt es sich um alle Oberkiefermolaren. Insgesamt 18 Zähne wurden belastet, wovon 14 Endokronen dem maximalen Belastungsprogramm standhielten und 4 frakturierten (Abb. 21).

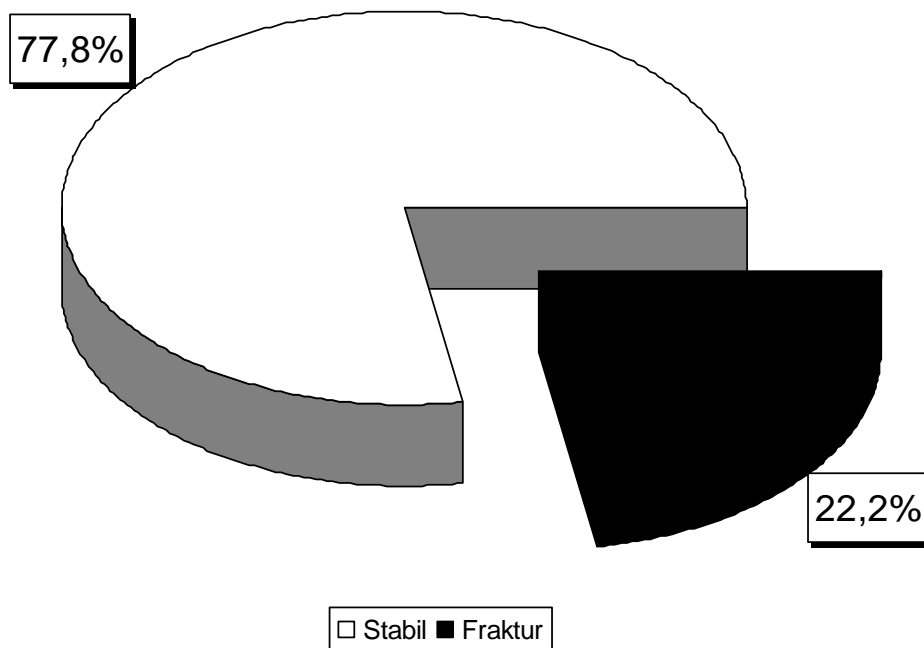


Abb. 21: Die Ergebnisse der Dauerschwellbelastung der Oberkiefermolaren

Von den insgesamt 18 belasteten Oberkiefermolaren macht der Anteil der Zähne, die dem regulären Belastungsprogramm bis 1400 Newton standhielten mit 77,8 % den größeren Anteil aus. Das schwarze Fragment zeigt mit 22,2 % den Anteil der Oberkiefermolaren, die dem Belastungsprogramm nicht standhielten.

B. Ergebnisse der Unterkiefermolaren:

Bei dieser Gruppe handelt es sich um alle Unterkiefermolaren. Insgesamt 22 Zähne wurden belastet, wovon 19 Endokronen dem maximalen Belastungsprogramm standhielten und 3 vorher frakturierten (Abb. 22).

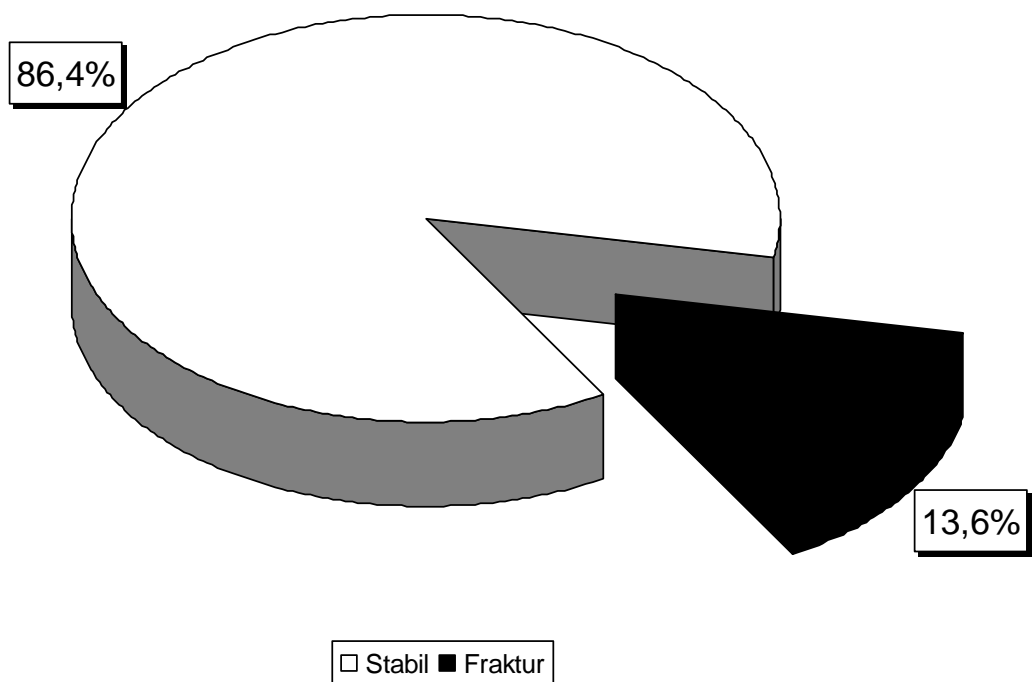


Abb. 22: Die Ergebnisse der Dauerschwellbelastung der Unterkiefermolaren

Von den insgesamt 22 belasteten Unterkiefermolaren macht der Anteil der Zähne, die dem regulären Belastungsprogramm bis 1400 Newton standhielten mit 86,4 % den größeren Anteil aus. Das schwarze Fragment zeigt mit 13,6 % den Anteil der Oberkiefermolaren, die dem Belastungsprogramm nicht standhielten.

3.2 Art der Fraktur

Die makroskopische Begutachtung der Proben, bei denen das Belastungsprogramm frühzeitig endete, brachte folgende Ergebnisse:

- In keinem der insgesamt 7 Frakturfälle ist die Zahnhartsubstanz intakt geblieben.
- Die Fraktur der Zahnhartsubstanz fand generell in Richtung Belastungskraft statt und zwar im gegenüberliegenden Bereich.
- 4 Endokronen der insgesamt 7 frakturierten Proben sind vollständig intakt geblieben (Abb. 24, 25 und 26). Mit den 33 Proben, die das reguläre Belastungsprogramm bestanden haben, ergibt dies eine Gesamtsumme von 37 intakten Endokronen.
- In den Frakturfällen, bei denen die Endokronen stabil geblieben sind, ist die Fraktur wahrscheinlich entweder auf einen unzureichenden adhäsiven Verbund zwischen Keramik und Zahn zurück zu führen oder auf eine zu geringe Kavitätenrestwandstärke.
- Bei insgesamt 3 Proben mit 2 fassenden Keramikzapfen ist jeweils 1 Keramikzapfen in Richtung der Belastungskraft in Höhe des Wurzelkanaleingangs frakturiert und mit der Zahnhartsubstanz adhäsiv verbunden geblieben (Abb. 28 und 29). Dies könnte darauf hinweisen, dass die Keramikzapfen bei einem Durchmesser von etwa nur 1-1,5mm frakturgefährdet sind, vor allem, wenn es sich nur um zwei- statt dreiwurzelige Zähne handelt.

In den folgenden Abbildungen (23-29) sind die Frakturtypen detailliert dargestellt:

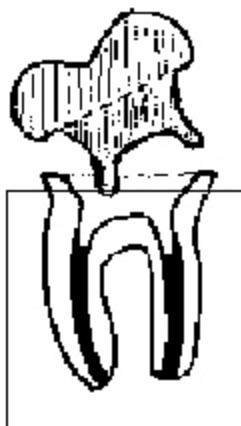


Abb.23

Abb. 23: (E) = Endkrone vollständig aus der Kavität gebrochen ohne Fraktur der Kavitätenwände. Diese Form der Fraktur trat in keinem Fall auf.



Abb.24

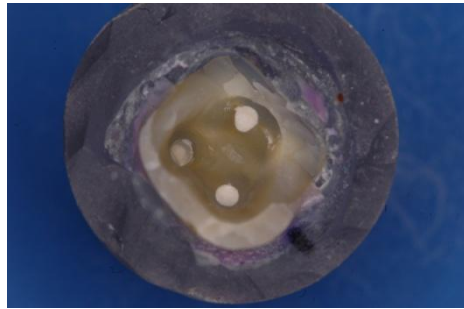


Abb. 25

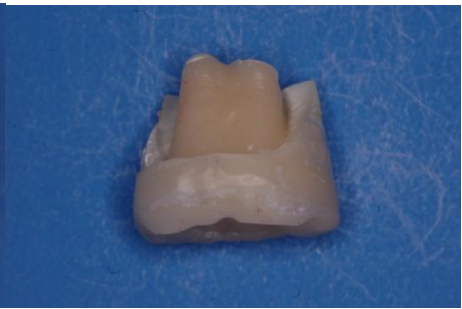


Abb. 26

Abb. 24 + 25 + 26: (EK) = Endokrone vollständig aus der Kavität gebrochen mit Fraktur der Kavitätenwände. Diese Form der Fraktur trat in 4 von 7 Frakturfällen auf.

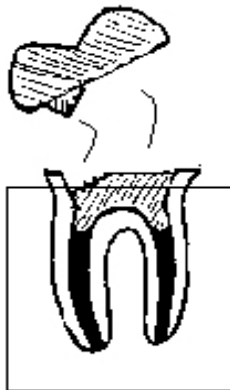


Abb.27

Abb. 27: (FA) = Endokronen-Aufbaufraktur ohne Fraktur der Kavitätenwände. Diese Form der Fraktur trat nicht auf.

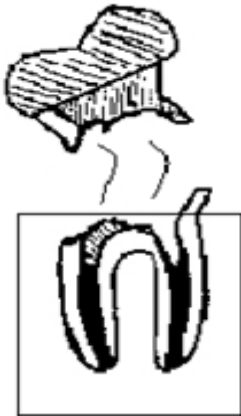


Abb.28



Abb.29

Abb. 28 + 29: (FAK) = Endokrone-Aufbaufraktur mit Fraktur der Kavitätenwände. Diese Form der Fraktur trat in 3 von 7 Fällen auf.

3.3 Vergleich zwischen einteiligen und zweiteiligen Endokronen

Zur Beurteilung der eigenen Ergebnisse wurde eine zurzeit laufende Vergleichsstudie herangezogen (Hoyer, 2011). Bei dieser Parallelstudie fand im Gegensatz zu der hier untersuchten klassischen einteiligen Endokronen-Konstruktion, die Untersuchung eines zweiteiligen Systems statt. Die Herstellung der Restaurationen, adhäsive Befestigung sowie Thermocycling und Belastungsverfahren erfolgte in adäquater Weise (siehe Kap. 2.2, Material und Methode).

Ziel der Gegenüberstellung der beiden Studien war es festzustellen, ob sich die Frakturraten bis hin zu maximalen Belastungen bei diesen Untersuchungen unterschieden.

Um diese Gegenüberstellung auch statistisch zu kontrollieren, erfolgte danach der Unabhängigkeitstest mit dem Chi-Quadrat-Test (χ^2 -Test) bei $p < 0.001$ (Tabelle 2). Der Unabhängigkeitstest prüft, ob die beiden Untersuchungen stochastisch unabhängig sind. Die Ergebnisse des ausgerechneten Chi-Quadrat-Tests ergaben nur kleine Differenzen, daher kann

man davon ausgehen, dass beide unterschiedlichen Arten der Endokrone (einteilige und zweiteilige Endokronen) tatsächlich stochastisch unabhängig sind.

Resultierend ergab der Vergleich zwischen den beiden unterschiedlichen Arten der Endokronen einen signifikanten Unterschied zu Gunsten der einteiligen Endokrone.

Der Vergleich der Frakturnraten der ein- und zweiteiligen Endokronen zeigt, dass ein signifikanter Unterschied in Bezug auf Frakturhäufigkeit besteht. 17,5 % der einteiligen Endokronen und 65,9 % der zweiteiligen Endokronen frakturierten im Rahmen des Belastungstestes. Aus klinischer Sicht spricht das Ergebnis für eine Überlegenheit des einteiligen Systems.

4. Diskussion

4.1 Bewertung von Material und Methode

Die klinische Relevanz dieser Untersuchung war eine wichtige Forderung. Deshalb wurden für die vorliegende In-Vitro-Studie 40 frisch extrahierte, menschliche Molaren des Ober- und Unterkiefers verwendet. Voraussetzung für deren Verwendung waren vollständig intakte Zahnwurzeln, während neben unversehrten klinischen Kronen diese auch kleine okklusale Füllungen oder kariöse Läsionen aufweisen durften. Obwohl die Bearbeitung der Zahnhartsubstanz nach klinischen Kriterien unter Wasserkühlung erfolgte und die Proben über die gesamte Versuchszeit in einer mit Natriumazid versetzten Kochsalzlösung (0,9 % Natriumchlorid + 0,001 % Natriumazid) aufbewahrt und gekühlt bei ca. 6° C gelagert wurden, lässt sich eine strukturelle Veränderung der Zahnhartsubstanz in Form einer Dehydration (Helfer et al., 1972) und eine damit verbundenen Abnahme der Elastizität des Dentins nicht ausschließen. Diese möglicherweise eingetretenen Veränderungen konnten in der Studie nicht berücksichtigt und bewertet werden. Des Weiteren stellt sich auch das Problem der fehlenden parodontalen Beweglichkeit im Rahmen von In-Vitro-Untersuchungen. Die Zähne wurden in kleine Kunststoffblöcke (PalaXpress®) eingebettet, welche die parodontale Situation nur annähernd wiedergeben können.

Für die optische Abtastung mit dem Cerec[®]-3-Gerät wurden die Zähne, wie von Mörmann et al. beschrieben (Mörmann und Brandestini, 1987 b; Soom, 1987), mit leicht gerundeten Innenrändern, gut einsehbaren inneren Kavitäten und scharfkantigen Präparationsgrenzen gestaltet. Beim zirkulären Nacharbeiten und Finieren der Innenwände des koronalen Pulpenkavums musste besonders darauf geachtet werden, dass die Kavitätenwandstärke nicht zu sehr geschwächt wird. Bei zu geringer zirkulärer Zahnhartsubstanz besteht ein frühzeitiges Frakturrisiko. Des Weiteren sollte die von Banks (1990) empfohlene Keramikmindeststärke von 1,5 mm eingehalten werden. Für die Versorgung der Zähne wurden Endokronen mit dem Cerec[®]-3D-System angefertigt. Für die Verwendung von gefräster Keramik spricht die Homogenität und Güte von industriell hergestellten Keramikblöcken (Hahn und Löst, 1992; Krejci et al., 1992b; Mörmann und Brandestini, 1987 a). Die Abformung mittels des Cerec[®]-3D-Systems erfolgte mit einem optischen Abdruck. Hierbei wird mit Hilfe einer intraoralen Kamera die Präparation vermessen. Jedoch benötigt diese Ausführung des optischen Abdrucks ein paar vorausgehende Vorbereitungsmaßnahmen des Zahnes. Zunächst wurde Kofferdam (Flexi Dam) um jeden einzelnen Zahn gespannt und dieser dann mit Optispray (Cerec[®] Optispray, Sirona) besprüht, um die Zahnoberflächen opak und somit reflexfrei zu gestalten. Jedoch können durch das Benetzen des Zahnes mit zuviel oder zuwenig Spray Unebenheiten auf der Präparation entstehen, welche die Passung und Friktion der Endokrone möglicherweise reduziert. Es ist daher zu empfehlen nur stoßweise leicht den Zahn zu besprühen. Cerec[®] ist zurzeit auf dem europäischen Markt das einzige kommerziell erhältliche CAD/CAM-System zur Fertigung von keramischen Restaurationen, die in nur einer Sitzung „chairside“ die vollständige Versorgung einer Kavität mit vollkeramischen Restaurationen ermöglicht. Eine Versorgung der Zähne mit Provisorien und die damit einhergehende mögliche Verringerung des adhäsiven Verbundes entfällt somit (Meissner, 1991). Für das Formschleifen der Endokronen entstand ein recht großer Verschleiß an Präparationsinstrumenten, welcher jedoch durch frühzeitige automatische Erkennung durch das Gerät keine Beeinträchtigung auf die fertig geschliffene Endokrone darstellte. Für die Herstellung und Befestigung der Endokronen wurde sich streng an den von Mörmann und Richter beschriebenen Vorgaben orientiert (Mörmann und Richter, 2001).

Viele Studien über das Cerec[®]-System beschäftigen sich mit der marginalen Adaptation dieser computerhergestellten Keramikrestaurationen. Allen gemeinsam ist in ihrem Ergebnis, dass die mit dem Cerec[®]-System erreichbaren Randspaltbreiten größer sind als die laborgefertigten Keramikrestaurationen (Bose und Ott, 1994; Hoffmann, 1990; Rose et al., 1990; Sjögren, 1995),

so dass hier offensichtlich eine Schwachstelle dieses Systems vorliegt. Manche Endokronen wiesen durch Keramiküberschuss oder -unterschuss eine anfangs unzureichende Passung auf. Bedingt durch Keramiküberschüsse lagen teils kleine Störkontakte vor, entweder im Bereich der Zapfen, die in die Wurzelkanaleingänge hineinfassen oder zirkulär im Bereich des Pulpenkavums. Diese Störkontakte wurden vorsichtig mit einem diamantierten Schleifkörper (Finierdiamant, rot, Horico[®]) und wassergekühlt reduziert. Keramikunterschüsse erschwerten minimal die genaue Endokronenpositionierung. Dadurch entstand ein kleiner Rotationsspielraum innerhalb der Kavität, wodurch in einer klinischen Situation mit Nachbarzähnen die vorher guten approximalen Kontakte sich verändern könnten und unter Umständen ein erneutes Einschleifen der Okklusion erforderlich wäre. In verschiedenen Studien wird ein möglichst kleiner Randspalt zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz gefordert, um die Belastung des Kompositmaterials durch die Polymerisationsschrumpfung (Hickel und Kunzelmann, 1992) und den Fugenverschleiß (Noack et al., 1992) möglichst gering zuhalten. Auf die genaue Überprüfung der Innenpassung mit silikonhaltigen Pasten wurde verzichtet, da sich dadurch die Haftwerte zum Dentin (Shet et al., 1988) und zum Schmelz verschlechtern (Meissner, 1991).

Jede Probe unterlief einer zyklischen Temperaturwechselbelastung, dem sogenannten „Thermocycling“, um eine klinische Tragezeit zu simulieren (Hordt, 1990; Noack, 1986). Hierdurch entstehen Spannungen an den Grenzflächen der Materialien (Roulet, 1987a; Roulet et al., 1984). Bei Keramik-Inlays ist nach der künstlichen Alterung in der Regel eine Spaltbildung zwischen Dentin und Kleber zu beobachten, nicht zwischen Keramik und Kleber (El Sayed, 2003; Nabi, 2007).

In dieser Studie wurde sich für den intermittierenden Dauerbelastungsversuch in einem 45°-Winkel zur Zahnachse entschieden, um klinisch vorkommenden Druck- und Schwerbelastungen der Zähne zu simulieren. Der physiologische Kauvorgang, das Abbeißen, das Zerkleinern und das Zähneknirschen bedeutet eine ständige dynamische Wechselbelastung der Zähne in verschiedenen Richtungen. Der durchgeführte Dauerbelastungsversuch konnte diesen physiologischen Gegebenheiten nur bedingt gerecht werden, da die Krafteinwirkung nur aus einer Richtung möglich war. Eine 45°-Belastung stellt nach Meinung vieler Autoren aber die beste Möglichkeit für eine In-Vitro-Simulation dar (Plasmans et al., 1987a; Reich et al., 1988). Die in der Studie angewandte Dauerbelastungsprobe konnte Kaukräfte mit 2,3 Belastungen pro Sekunde und bis zu 1400 Newton aufbringen. Bisher ist nur wenig bekannt, wie groß die Kräfte sind, die beim Kauvorgang, bei der Leermastikation oder bei Bruxismus (In-Vivo) überhaupt zustande

kommen. Lediglich zur vertikal wirkenden Kaukraft im Seitenzahngebiet existieren einige Veröffentlichungen (Bakke et al., 1989; Floystrand et al., 1982; Hagberg et al., 1985; Helkimo und Ingervall, 1978; Hellsing und Hagberg, 1990 Laurell, 1985; Waltimo und Kononen, 1993). Diese vertikalen Werte schwanken in den Studien zwischen 320 N und 847 N. Diesen beschriebenen Kaukräften wurde versucht mit der Dauerschwellbelastung gerecht zu werden. Das verwendete Prüfverfahren umfasst mit bis zu 1400 Newton das gesamte Spektrum möglicher Belastungswerte. Klinische Untersuchungen über die „Standfestigkeit“ von Endokronen wurden bisher nur von Bindl und Mörmann (1990) durchgeführt.

4.2 Wertung der eigenen Ergebnisse und praktische Schlussfolgerung

Viele aktuelle Untersuchungen beschäftigen sich mit der Versorgung von ästhetischen, metallfreien Restaurationen. Diese Untersuchung der In-Vitro-Belastung von Endokronen führt zu einer weiteren Erkenntnis bei der Versorgung von tief zerstörten avitalen Zähnen.

Die Restauration „Endokrone“ kombiniert eine Art Stiftaufbau, der bis in die Wurzelkanäle reicht, mit der eigentlichen keramischen Kronenrestauration. Ziel dabei ist, die konventionelle Versorgung von tief zerstörten Zähnen mit Stiftaufbau, Kompositaufbauauffüllung und anschließender Kronenversorgung zu ersetzen. Die Ergebnisse der intermittierenden Dauerschwellbelastung dieser Studie mit 82,5 % bei Maximallast nicht frakturierter Proben zeigen, dass die einteilige Endokrone große Erfolgchancen hat, eine lange klinische Überlebensrate zu erbringen. Bindl und Mörmann (1990) beschreiben 5 Jahres-Überlebensraten von Endokronen. Ziel ihrer Arbeit war, die Überlebensrate und die klinische Qualität von Cerec[®] hergestellten CAD/CAM-Kronen bei Seitenzähnen zu untersuchen. Um Vergleiche zwischen der Überlebensrate unterschiedlicher CAD/CAM-Kronenrestaurationen zu erhalten, beinhalteten ihre Versuche insgesamt 208 In-Vivo-Kronen, wovon 70 Kronen mit 100 % Stumpfhöhe, 52 Stück reduzierter Stumpfhöhe und 86 Stück als Endokrone fungierten. 87,1 % aller mit Endokronen versorgten Molaren zeigten eine 5 Jahres Überlebensrate. Die Erfolgsquote bei den Prämolaren lag allerdings nur bei 68,8 %. Mörmann und Bindl begründeten das schlechtere Ergebnis bei den Prämolaren mit nicht genügend verfügbaren Flächen für einen dauerhaften adhäsiven Verbund. Die beiden anderen CAD/CAM-Kronen zeigten noch bessere Ergebnisse (94,6 % der Kronen mit

100 % Stumpfhöhe und 92,1 % der Kronen mit reduzierter Stumpfhöhe). Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigten, dass bei noch klinisch ausreichend vorhandener Stumpfhöhe die Zahnhartsubstanz auf jeden Fall erhalten werden und nicht, wie bei der Endokronenpräparation, in den Schmelz-Zement-Bereich gelegt werden sollte. Demzufolge wäre die Indikation für eine Endkrone nur bei Zähnen mit weitgehend koronalem Zahnhartsubstanzverlust zu sehen. Walton (1999) und Marklund et al. (2003) dokumentieren für Metall-Keramikkronen eine 96,5 % Überlebensrate nach 5-10 Jahren und eine 100 % Überlebensrate bis zu 5 Jahren. Hinsichtlich Frakturnrate und Retentionsverhalten schneiden CAD/CAM-Kronen aus Feldspatkeramik ähnlich gut ab wie Kronen mit Vollkeramikgerüstkappen aus infiltrierter Oxidkeramik (Alumina In-Ceram Kronen) (Haselton et al., 2000; McLaren und White, 2000) und gepresste Vollkronen aus leuzitverstärkter Silikatkeramik (Empress) (Van Dijken et al., 2001; Studer et al., 1998; Sjögren et al., 1999). Im Spiegel der vorgenannten Studien scheinen die eigenen Ergebnisse realistische Werte in Bezug auf die Standfestigkeit der untersuchten Kronenrestorationen zu geben.

Eine weitere Untersuchung zu diesem Thema findet ebenfalls am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Bonn statt (Hoyer, Dissertation 2010 im Druck). Die Vorgehensweise entspricht der vorliegenden Untersuchung mit dem Unterschied, dass es sich bei den Restaurationen um zweiteilige Endokronen handelt. Diese zweiteilige Endkrone besteht aus einem mit dem Cerec[®]-System hergestellten keramischen Aufbau, der ebenfalls bis in die Kanaleingänge reicht und nach der adhäsiven Befestigung mit einer Cerec[®]-Krone versorgt wird. Die anschließende intermittierende Dauerschwellbelastung erfolgte mit derselben Maschine.

34 % der Endokronen blieben vollständig intakt, während die übrigen Versorgungen in unterschiedlichen Bereichen frakturierten. Ein direkter Vergleich beider Ergebnisse zueinander zeigt, dass die einteilige Endkronenversorgung erheblich bessere In-Vitro-Werte in Bezug auf die Frakturhäufigkeit aufweist, und zugleich auch zeitsparender hergestellt werden kann. Da beide Untersuchungen mit denselben Maschinen, Materialien und Belastungsverfahren durchgeführt wurden, bietet sich ein direkter Vergleich der Ergebnisse an. Zu berücksichtigen ist dabei jedoch, dass sich bei der zweiteiligen Restauration eine andere, vertikal höhere Dimension ergeben hat, die bei der Belastung durch einen dadurch längeren Hebelarm zu einer frühzeitigeren Fraktur führte. Deshalb wurde auch mit dem χ^2 -Test geprüft, ob die auftretenden Ergebnisse stochastisch unabhängig von der Art der Endkrone sind. Der aus diesen Ergebnissen berechnete χ^2 -Wert liegt bei 20.6 und hat als Quantil der χ^2 -Verteilung mit einem Freiheitsgrad einen

p-Wert < als 0.001. Die Nullhypothese der Unabhängigkeit wird also verworfen. D.h. auf dem 5 %-Niveau konnte nachgewiesen werden, dass die Art der Endokrone (einteilig oder zweiteilig) das Frakturresultat beeinflusst.

Eine weitere vergleichbare Untersuchung wurde von Frau Klocke (Klocke, 2010) durchgeführt. Sie stellte flache Empress®-Keramik-Aufbauten auf stark beschädigten Zähnen, darunter Molaren, Prämolaren und Inzisivi, her. Diese wurden mit 4 verschiedenen Befestigungsmaterialien eingegliedert und danach mit der gleichen intermittierenden Dauerschwellbelastung im 45°-Winkel belastet. In ihren Ergebnissen der Versuchsgruppe, deren Befestigungszement mit dem dieser Studie übereinstimmt, erhielt sie mittelwertig Belastungswerte von 672,2 Newton. Diese Ergebnisse zeigen, dass der alleinige plane Klebeverbund, ohne Verankerung in die Kavität im Sinne von einem Stiftaufbau, nicht ausreicht, um den dynamischen Kaukräften gerecht zu werden.

Die praktische Schlussfolgerung dieser In-Vitro-Ergebnisse und der klinischen In-Vivo-Ergebnisse von Mörmann und Bindl (1990) geben uns die weitere Erkenntnis, dass die einteilige Endokronen-Versorgung bei Zähnen mit weitgehend koronalem Zahnhartsubstanzverlust aber auch gleichzeitigem Versuch des Erhaltes von möglichst viel Zahnhartsubstanz, große Erfolgchancen ermöglicht, lange klinische Überlebensraten zu erbringen.

5. Zusammenfassung

Die Indikation zur Verwendung neuer restaurativer Behandlungsmöglichkeiten erweiterte sich in den letzten Jahren auf Grund von vielen werkstoffkundlichen Untersuchungen um neue zusätzliche Therapiemöglichkeiten. Besonders um den ästhetischen Ansprüchen der Patienten gerecht zu werden, hat sich das keramische Restaurationsmaterial mit seinen Vorteilen im Bereich der Ästhetik, der Biokompatibilität und einer geringeren Plaqueakkumulation etabliert. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung lag darin, die maximalen Belastungswerte der mit keramischen Endokronen versorgten Molaren unter möglichst klinisch relevanten Bedingungen zu ermitteln.

Für diese In-Vitro-Studie wurden 40 frisch extrahierte, menschliche Molaren des Ober- und Unterkiefers verwendet. Die Restauration kombiniert einen Stiftaufbau, der bis in die Wurzelkanäle reicht, mit der eigentlichen keramischen Kronenrestauration. Die Herstellung dieser Endkrone erfolgte mit dem direkten Cerec[®]-Verfahren, einer CAD/CAM-Methode. Die Befestigung der keramischen Restaurationen wurde adhäsiv ausgeführt. Die Proben unterliefen einer künstlichen Alterung, einer zyklischen Temperaturwechselbelastung, dem so genannten „Thermocycling“. Die anschließende Untersuchung der Frakturanfälligkeit dieser Endkronen erfolgte in einem intermittierenden Dauerbelastungsversuch in einem 45°-Winkel zur Zahnachse bis zum Probenbruch oder Erreichen der Maximalkraft von 1400 Newton nach 14 Zyklen mit je 800 Belastungswiederholungen. Die Ergebnisse des Belastungstests wurden mit einer Parallelstudie abgeglichen.

Die Ergebnisse zeigen, dass 82,5 % der Endkronen gute Belastungs- und Retentionskräfte aufweisen, um den aus der Literatur ermittelten physiologisch vertikal wirkenden okklusalen Kräften im Seitenzahnbereich ausreichend stand zu halten. Die Ergebnisse des Belastungstests der einteiligen Endkrone waren bei identischem Untersuchungsverfahren signifikant günstiger als bei dem geteilten Restaurationssystem (keramischer Aufbau/Krone).

Obwohl diese Studie nur auf In-Vitro-Untersuchungen beruht, zeigen die Ergebnisse, dass adhäsiv befestigte CAD/CAM-Endkronen aus Feldspatkeramik hinsichtlich Frakturnrate und Retentionsverhalten ähnlich gut abschneiden wie Kronen mit Vollkeramikgerüstkappen aus infiltrierter Oxidkeramik (Alumina) und gepresste Vollkronen aus leuzitverstärkter Silikatkeramik (Empress[®]), sodass eine vielversprechende klinische Alternative darstellen.

6. Herstellerverzeichnis

Ivoclar Vivadent	Neunstadt	Deutschland
Heraeus Kulzer	Hanau	Deutschland
Siemens	München	Deutschland
Sirona	Bensheim	Deutschland
Vita Zahnfabrik	Bad Säckingen	Deutschland
Voco	Cuxhaven	Deutschland
DeguDent GmbH	Hanau	Deutschland
Horico	Berlin	Deutschland
Fa. Mattke	Bossau	Deutschland
Antaeos® VDW GmbH	München	Deutschland
Roeko	Langenau	Deutschland
Shofu	Ratingen	Deutschland
D4D Technologies LLC	Texas	USA

7. Tabellen

7.1 Tabelle der Belastungsergebnisse einteiliger Endokronen

Die folgende Tabelle dokumentiert für jede Probe das individuelle Belastungsergebnis.

<u>Proben</u> Nr.	<u>Zahntyp</u>	Fraktur +Ja/ -Nein	<u>Kraft (Newton)</u>	<u>Zyklus</u> (von 800 Zyklen)	<u>Frakturtyp</u> (Ursache)
24	OK 7er	+	700	560	EK
9	OK 7er	+	800	59	FAK
35	UK 6er	+	900	167	EK
4	OK 6er	+	1100	221	EK
33	UK 7er	+	1200	792	FAK
19	UK 6er	+	1300	33	FAK
93	OK 7er	+	1400	68	EK
1	OK 7er	-	1400	800	
2	OK 7er	-	1400	800	
3	UK 6er	-	1400	800	
5	UK 6er	-	1400	800	
6	UK 6er	-	1400	800	
8	UK 6er	-	1400	800	
10	OK 7er	-	1400	800	
11	OK 7er	-	1400	800	
12	UK 6er	-	1400	800	
13	UK 6er	-	1400	800	
14	OK 6er	-	1400	800	
15	UK 8er	-	1400	800	
16	OK 8er	-	1400	800	
17	UK 6er	-	1400	800	

18	OK 7er	-	1400	800	
20	OK 7er	-	1400	800	
21	OK 6er	-	1400	800	
22	OK 8er	-	1400	800	
23	OK 6er	-	1400	800	
25	UK 6er	-	1400	800	
26	UK 6er	-	1400	800	
27	UK 8er	-	1400	800	
28	OK 7er	-	1400	800	
29	OK 6er	-	1400	800	
30	UK 6er	-	1400	800	
31	UK 6er	-	1400	800	
32	UK 7er	-	1400	800	
34	UK 7er	-	1400	800	
36	OK 7er	-	1400	800	
37	UK 6er	-	1400	800	
38	UK 7er	-	1400	800	
39	UK 7er	-	1400	800	
40	UK 7er	-	1400	800	

Tabelle 1: Tabelle der Belastungsergebnisse einteiliger Endokronen

E: Endkrone komplett aus der Kavität gebrochen **ohne** Fraktur der Kavitätenwände (n = 0)

EK: Endkrone komplett aus der Kavität gebrochen **mit** Fraktur der Kavitätenwände (n = 4)

FA: Endokronen - Aufbaufraktur **ohne** Fraktur der Kavitätenwände (n = 0)

FAK: Endkrone - Aufbaufraktur **mit** Fraktur der Kavitätenwände (n = 3)

7.2 Tabelle der Gesamtbelastungsergebnisse beider Endokronen-Arten

Die folgende Tabelle zeigt die Belastungsergebnisse beider Arbeiten (einteilige und zweiteilige Endokronen). Sie dient der Auswertung der stochastischen Unabhängigkeit mittels des Chi-Quadrat-Tests (χ^2 -Test).

	Einteilige Endokronen (Eigene Untersuchungen)	Zweiteilige Endokronen (Hoyer, Dissertation 2010 im Druck)	Insgesamt
Frakturiert	7	31	38
Nicht Frakturiert	33	16	49
insgesamt	40	47	87

Tabelle 2: Tabelle der Gesamtbelastungsergebnisse beider Endokronen-Arten

8. Literaturverzeichnis

Arnetzl G, Bratschko RO, Haas M, Wegschneider W. Cerec[®]-Computer-Rekonstruktion. Z Stomatol 1992; 89: 333-339

Asmussen E. Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. Oper Dent 1985; 10: 61-73

Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent 1999; 27: 275-278

Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. J Prosthet Dent 1993; 69: 36-40

Attin T, Hellwig E, Hilgers RD, Zimmermann U. Fracture toughness of pin-retained class 4 restorations. Oper Dent 1994; 19: 110-115

Bakke M, Michler L, Han K, Moller E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. Scand J Dent Res 1989; 97: 539-551

Banks RG. Conservative posterior ceramic restorations. J Prosthet Dent 1990; 63: 619-626

Bergmann B, Lunquist P, Sjögren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. J Prosthet Dent 1989; 61: 10-15

Bieniek KW, Marx R. Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1994; 104: 284-289

Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec[®]-endo-crowns after 2 years-preliminary results. J Adhes Dent 1999; 1: 255-265

Bose M, Ott K-H-R. Wissenschaftliche Erkenntnisse über das Cerec[®]-System. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 671-673

Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. J Dent Res 1982; 61: 1070-1076

Braem M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Dental adhesion: foundations and clinical results. Rev Belge Med Dent 1990; 45: 60-70

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34: 849

Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts-why, when, how. Dent Clin North Am 1976; 20: 299-312

Caputo AA., Standlee JP, Collard EW. The mechanics of load transfer by retentive pins. J Prosth Dent 1973; 29: 442

Cathro PR, Chandler NP, Hood JA. Impact resistance of crowned endodontically treated central incisors with internal composite cores. Endod Dent Traumatol 1996; 12: 124

Dean JP, Jeanson BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. J Endodont 1998; 24: 807-810

Dermann K, Brauer GM, Rupp NW. Effect of filling materials and silanization methods on the strength and marginal splitting behavior of experimental composites. Dtsch Zahnärztl Z 1982; 37: 160-163

Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J. Root fracture during insertion of prefabricated posts related to root size. J Prosth Dent 1985; 53: 786

Dijken van JWV, Hasselrot L, Ömin A, Olofsson AL. Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. Eur J Oral Sci 2001; 109: 222-229

Eick JD, Anderson CH, Sorenson SE, Wilko RA. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. J Dent Res 1970; 49: 1359-1368

Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY[®]-system. Int J Prosthodont 1994; 7: 134-142

Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M. Klinische Erfahrungen mit konfektionieren Wurzelstiften und individuellen Stumpfaufbauten aus Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 746-750

El Sayed B. Zur Abhängigkeit des adhäsiven Verbundes von der Fugengeometrie bei Cerec[®]-3-Inlays. Rheinischen Friedrich-Wilhelms Universität Bonn: Zahnmed Diss, 2003

Filser F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L. All-ceramic dental bridges by Direct Ceramic Machining (DCM). In: Speidel MO, Uggowitzer, Hrsg. Materials in Medicine, Materials Day, Department of Materials. Zürich: vdf Hochschulverlag, 1998: 165-189

Floystrand F, Kleven E, Oilo G. A novel miniature bite force recorder and its clinical application Acta Odont Scand 1982; 40: 209-214

Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. J Prosthet Dent 1998; 80: 151

Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. J Dent Res 1969; 48: 452-460

Geppert W, Roulet JF. In vitro marginal integrity of mod-dicorinlays luted with adhesive techniques. J Dent Res 1986; 65: 731 (Abstr. 48)

Geurtsen W, Gärtner A, Orth M. Die Frakturfestigkeit menschlicher Oberkiefermolaren mit einer MOD-Amalgam- oder Kompositfüllung. Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44: 108-110

Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts - a prospective study J Can Dent Assoc 2000; 66: 613-616

Goldman M, De Vitre RK, Tenga JI. A fresh look at posts and cores in multirooted teeth. Compend Contin Educ Dent 1985; 5: 711-715

Guzy GE, Nicholis JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosth Dent 1979; 42: 39-44

Hagberg C, Agerberg G, Hagberg M. Regression analysis of electromyographic activity of masticatory muscles versus bite force. Scand J Dent Res 1985; 93: 396-402

Hahn R, Löst C. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 659-664

Hahn R, Löst C. Sonoerosive Fertigung keramischer Einlagefüllungen. Quintessenz 1993; 44: 609-619

Haller B. Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. Zahnärztl Mitt 1992; 18: 86-97

Haller B. Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermitteln. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 94: 750-759

Haller B, Bischoff H. Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik. In: Mörmann WH, Hrsg. CAD/CIM in aesthetic dentistry. Berlin, Chicago: Quintessenz, 1993; 204-209

Haller B, Klaiber B. Mikromorphologie unfinierter und finierter Schmelz- und Dentinflächen nach unterschiedlicher Vorbehandlung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1988; 98: 1078-1084

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2000; 84: 396-401

Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of moisture content of vital and pulpless teeth. J Oral Surg 1972; 34: 661-670

Helkimo E, Ingervall B. Bite force and functional state of the masticatory system in young men. Swed Dent J 1978; 2: 167-175

Hellsing E, Hagberg C. Changes in maximum bite force related of extension of the head. Eur J Orthodo 190; 12: 148-153

Herder SM, Roulet JF. Marginal adaptation of bonded Dicor inlays in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 904-908

Hickel R, Kunzelmann KH. Neuer Stand der zahnfarben Seitenzahnrestaurationen. Zahnärztl Mitt 1992; 18: 52-62

Hickel R, Meier C, Schiele R, RaabW, Petschelt A. Adverse side effects of amalgam? An interdisciplinary study. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 542-544

Hofmann N. Die Herstellung und Eingliederung von computergefrästen Keramikinlays. Zahnärztl Welt 1990; 99: 530-537

Hoffmann N, Klaiber B, Heners M. Okklusale Randschlußqualität von Cerec[®]-Inlays nach mehrmonatiger Tragedauer. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45: 289-292

Hordt AU. In Vitro Untersuchung der marginalen Adaptation adhäsiv befestigter Glaskeramikinlays als Funktion von Behandler und Befestigungsmaterial. Berlin: Zahnmed Diss, 1990

Howe CA, McKendry DJ. Effect of endodontic access preparation on resistance to crown-root fracture. J Am Dent Assoc. 1990; 121: 712-715

Isidor F, Brøndum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. Int J Prosthodont. 1992; 5: 257-261

Kakehashi Y, Lüthy H, Naef R, Wohlwend A, Schärer P. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical and in vitro results. Int J Periodont Rest Dent 1998; 18: 587-593

Kern M, Simon MH, Strub JR. Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53, 266

Krämer N, Pelka M, Petschelt A. Comparison of luting composites using the high viscosity cementation technique. J Dent Res 1995; 74: 537, Abstr. 1096

Krejci I, Krejci D, Lutz F. Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1,5 years. Quintessence Int 1992; 23: 181-186

Krejci I, Füllemann H, Lutz F. Zahnfarbene Inlays/Overlays. Materialien, Prinzipien und Klassifikation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992; 102: 73-80

Lambrechts P, Inokoshi S, Van Meerbeek B van, Willems C, Braem M, Vanherle G. Classification and potential of composite luting materials. In: Mörmann WH (ed.): State of the art of the CEREC®-method. International symposium on computer restorations. Quintessence, Chicago 1991: 61-90

Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. J Prosthet Dent 1988; 60: 288-291

Laurell L. Occlusal forces and chewing ability in dentitions with cross-arch bridges. Swed Dent J Suppl 1985; 26: 160

Leary JM, Aquilino SA, Svare CW. An evaluation of post length within the elastic limits of dentin. J Prosthet Dent 1987; 57: 277-281

Libman WJ, Nicholls JJ. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. Int J Prosthodont 1995; 8: 155-161

Linde LA. The use of composites as core material in root-filled teeth. II Clinical investigation Swed Dent J 1984; 8: 209

Lovdahl PE, Nicholls JJ. Pin-retained amalgam cores vs. cast - gold dowel - cores. J Prosthet Dent 1977; 38: 507-514

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. J Dent Res 1984; 63: 914-920

Marklund S, Bergman B, Hedlund SO, Nilson H. An intraindividual clinical comparison of two metal-ceramic systems: A 5-year prospective study. Int J Prosthodont 2003; 16: 70-73

Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung der Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48: 229-236

McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice. A prospective clinical trial. J Prosthet Dent 2000; 83: 216-222

Meerbeek van B, Braem M, Dhem A, Goret-Nicaise M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. J Dent Res 1993; 72: 495-501

Meerbeek van B, Braem M, Gladys S, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G, Verscheuren M. Clinical status of ten dentin adhesive systems. J Dent Res 1994; 73: 1690-1702

Meerbeek van B, Braem M, Inokoshi S, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different adhesive systems. J Dent Res 1992a; 71: 1530-1540

Meissner T. Einfluß klinischer Arbeitsschritte auf die Verbundfestigkeit zwischen Zahnschmelz und Komposit. Zahnmed Diss, Berlin 1991

Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. J Prosthet Dent 1996; 75: 375-380

Mörmann WH. Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahngebiet (Keramik) Computergestützte Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 900-903

Mörmann WH. Internationales Symposium über Computerrestaurationen. Swiss Dent 1991; 12: 9-17

Mörmann WH. Die Cerec[®]-CAD/CIM-Methode in der dritten Generation. Phillipp J 1993; 10: 159-166

Mörmann W. The right step to Cerec[®]-3. Int J Comput Dent 2000; 3: 3-4

Mörmann WH, Bindl A. Erfahrungen mit dem Cerec[®]-2-System. Zahnärztl Mitt 1996; 86: 1037-1042

Mörmann WH, Brandestini M. Computer-Inlays, Onlays und Schalenverblendungen. Zahnärztl Mitt 1987a; 77: 2400-2405

Mörmann WH, Brandestini M. Das Cerec[®]-System: Computergestützte Herstellung direkter Keramikinlays in einer Sitzung. Quintessenz 1987b; 38: 457-470

Mörmann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. Marginal adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1985; 95: 1118-1129

Mörmann WH, Besek M, Gougoulakis A. Faszination und Kreativität mit keramischen Restaurationen: Cerec[®]-2. Der freie Zahnarzt 1995; 39: 40-57

Mörmann WH, Richter B. Cerec[®]-3 Vollkeramische CAD/CAM Inlays und Teilkronen-Konstruktion und Fertigung per Computer. Zürich: CAD/CAM-Bibliothek, 2001

Nabi Z. REM-Untersuchung des adhäsiven Verbundes von Cerec[®]-3-Inlays in Abhängigkeit von unterschiedlichen adhäsiven Zementierungen. Eine In-vitro-Vergleichsstudie. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn: Zahnmed Diss. ,2003

Nathanson D. Factors in optimizing the strength of bonded ceramic restorations. In: Mörmann WH, Hrsg. International Symposium on Computer Restorations: Proceedings Chicago: Quintessence, 1991: 51-59

Newburg R, Pameijer CH. Composite resins bonded to porcelain with silane solution. J Am Dent Assoc 1978; 96: 288-291

Noack MJ. Die Passgenauigkeit von Komposit-, Glaskeramik- und Keramikinlays. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 873-878

Noack MJ. In vitro- und in vivo-Vergleich eines experimentellen Hybridkomposits mit einem inhomogenen Mikrofüllerkomposit bei Klasse-3-Kavitäten. Berlin: Zahnmed Diss, 1986

Noack MJ. Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 1988a; 43: 295-299

Noack MJ. Randschluss von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten. Dtsch Zahnärztl Z 1988b; 43: 919-922

Noack MJ, Davidson C, De Gee AJ, Roulet JF. Interfacial wear of luting composites of ceramic inlays in vitro. J Dent Res 1992; 71: 113, Abstr. 58

Ohsawa T. Studies on solubility and adhesion of the enamel in pre-treatment of caries preventive sealing. Koku Eisei Gakkai Zasshi 1971; 21: 53-69

Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. Oper Dent Suppl 1984; 3: 13-29

Pashley DH, Kehl T, Michelich V. Dentin permeability: effects of smear layer removal. J Prosthet Dent 1981; 46: 531-537

Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 1991; 4: 5-9

Plasmans PJJM, Kusters ST, deJonge BA, van'tHof MA, Vrijhoef MMA, Eng M. In vitro resistance of extensive amalgam restorations using various retention methods. J Prosthet Dent 1987; 57: 16-20

Pröbster L. Survival rate of In-Ceram restorations. Int J Prosthodont. 1993; 6: 259-263

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod 1989; 15: 512-516

Reich E, Schneider S, Völkl H. Haftfestigkeit von Materialien zum Aufbau vitaler Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 847-850

Redford DA, Jensen ME. Cuspal flexure, strength, microleakage. J Dent Res 1986; 65: 344, Abstr.1573

Rose D, Platzner U, Roth K. Untersuchungen zur Kompositfuge bei computerhergestellten Keramikinlays. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45: 677-679

Roulet JF. A material scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. Quintessence Int 1987a; 18: 543-552

Roulet JF. The problems associated with substituting composite resins for amalgam: A status report on posterior composites. J Dent Res 1988; 16: 101-113

Roulet JF, Ameye C, Jäger U, Mörmann WH. Quantitative SEM-analysis of composite inlay margins after fatigue stress. J Dent Res 1984; 63: 37, Abstr. 175

Roulet JF, Herder S. Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. Zahnärztl Mitt 1989; 79: 908-913

Roulet JF, Söderholm KJ, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. J Dent Res 1995; 74: 381-387

Savitt ED, Malament KS, Socranski SS, Melcer AJ, Backman KJ. Effects on colonization of oral microbiota by cast glas-ceramic restauration. Int J Periodont Rest Dent 1987; 2: 22-35.

Schärer P. Ein CAM-System zur Herstellung von Gerüsten aus Zirkonoxid. Zahnärztl Mitt 2002; 14: 42-44

Schmidseder A. Zahnfarbene Restauration der Seitenzähne, eine wieder entdeckte und neue Keramiktechnik. Phillip J Restaur Zahnmed. 1988; 5: 303-309

Schmidseder J. Der Erfinder des Cerec-Systems: W.H. Mörmann. Phillipp J 1990; 7: 175-179

Schmitz K. Dental-Keramik. In: Eichner K, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten Heidelberg: Hüthig, 1984: 191-218

Schwickerath H. Das Festigkeitsverhalten von Cerec[®]. Quintessenz 1992; 43: 669-677

Sedgley CM., Messer H-H. Are Endodontically Treated Teeth more Brittle. J Endod 1992; 18: 332-335

Shets JJ, Jensen ME. Luting interfaces and materials for etched porcelain restorations. Am J Dent 1988; 1: 225-235

Shet J, Jensen M, Tolliver D. Effect of surface treatment on etched porcelain bond strength to enamel. Dent Mater 1988; 4: 328-337

Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. J Prosthet Dent 1997; 78: 5-9

Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. J Prosthet Dent 1999 ; 81: 262-269

Sjögren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. Acta Odontol Scand 1995; 53: 24-28

Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. Int J Prosthodont 1992; 12: 122-128

Sjögren G, Molin M, van Dijken J, Bergman M. Ceramic inlays (Cerec) cemented with either a dual-cured or a chemically cured composite resin luting agent. A 2-year clinical study. Acta Odontol Scand 1995; 53: 325-330

Soom U. Glaskeramik Spezialanwendung: nichtmetallische gegossene Füllungen im Seitenzahnbereich. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1987; 97: 1408-1416

Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1990; 64: 419-424

Soerensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. Int J Prosthodont 1991; 4: 17-23

Sorensen JA, Martinoff JT. Endodontically treated teeth as abutments. J Prosthet Dent 1985 ; 53: 631-636

Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1984; 51: 780-784

Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. J Prosth Dent 1992; 68: 436-422

Stanford JW, Paffenbarger GC, Kumpula JW, Sweeney WT. Determination of some compressive properties of human enamel and dentin. J Am Dent Assoc 1958; 57: 487-495

Stoll R, Stachniss V. Computerunterstützte Technologien in der Zahnheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45: 314-322

Studer S, Lehner C, Brodbeck U, Schärer P. Six-year results of leucite-reinforced glass ceramic crowns. Acta Med Dent Helv 1998; 3: 218-225

Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 2000; 28: 529-535

Torbjörner A, Karlsson S, Odman PA. Survival rate and failure characteristics for two post designs. J Prosthet Dent. 1995; 73: 439-444

Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture-A Comparison of Endodontic and Restorative Treatments. J Endod. 1978 ; 4: 341-345

Trope M, Grossman LI. Root canal culturing survey: single-visit endodontics. J Endod. 1985; 11: 511-513

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. Endod Dent Traumatol 1985; 1: 108-111

Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: Clinical characteristics and outcome of single-unit-metal-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1999; 12: 519-526

Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res 1993; 101: 171-175

Weine FS, Wax AH, Wenckus CS. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. J Endod. 1991; 17: 293-297

Wiedhahn KJ. Die Cerec®-2.0 Software aus der Sicht des Anwenders. Zahnärztl Welt 1992; 101: 40-41

Wirz J, Schmidli F, Jäger K. Probleme mit Edelmetalllegierungen. Teil 1: Goldgußlegierungen. Quintessenz 1997; 48: 827-837

Wirz J, Schmidli F, Jäger K. Probleme mit Edelmetalllegierungen. Teil 2: Goldreduzierte Legierungen. Quintessenz 1997; 48: 995-1007

Wirz J. Zahnarzt und Zahntechniker als mögliche Verursacher von klinischen Misserfolgen
Referat auf der 30. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale. Technologie, Sindelfingen, 14.-16.06. 2001

Wohlwend A, Schärer P, Stub JR. Metallkeramik- und Vollkeramikrestorationen (I). Quintessenz 1990; 41: 981-991

Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2003; 90: 459-464

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denjenigen meinen Dank aussprechen, die mir beim Ermöglichen dieser Arbeit behilflich waren.

Herrn Prof. Dr. M. Frentzen danke ich für die Überlassung dieses Themas und die intensive, hilfreiche und ausdauernde Betreuung und Unterstützung in allen Phasen dieser Arbeit. Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Utz gilt auch mein Dank für die gute Betreuung und Unterstützung, sowie die Ermöglichung der guten Zusammenarbeit zwischen den Polikliniken der Prothetik und Zahnerhaltung.

Herrn Grüner danke ich für die engagierte fachliche Unterstützung in der Ausführung der praktischen Versuche. Der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik danke ich für die Bereitstellung der akutellen Dauerschwellbelastungsmaschine. Frau Stachel danke ich sowohl für die hergestellten Fotos, als auch für die vielen guten Anregungen während der Literaturrecherche. Der Firma Sirona danke ich für die nette Bereitstellung der aktuellen Cerec[®] Geräte. Für die freundliche Überlassung der Cerec[®] Vitablocs[®] Mark II möchte ich zudem der Firma Vita danken.

Auch einem Kommilitonen und gutem Freund Daniel Hoyer möchte ich danken, der an seiner eigenen ähnlichen Dissertation, mit mir viele interessante, diskussions- und gesprächserfüllte Nachmittage, zur Verbesserung unserer praktischen Versuche, verbrachte.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. J. Schroeder, der nicht allein an der Initiierung dieser Arbeit maßgeblich beteiligt war, sondern auch durch konstruktive Kritik, Anregungen, aber auch fortwährendem Engagement und Interesse die Fertigstellung maßgeblich förderte.

Meinen größten Dank widme ich meinen Eltern, die mir diesen Werdegang ermöglicht haben und mir in allen Entscheidungen stets zur Unterstützung bereit stehen.